

⑨ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑩ Off nl ungsschrift  
DE 44 41 939 A 1

⑤ Int. Cl. 6:  
A 61 B 6/14  
G 01 N 23/04

② Aktenzeichen: P 44 41 939.2  
② Anmeldetag: 24. 11. 94  
④ Offenlegungstag: 1. 6. 95

DE 44 41 939 A 1

③ Unionspriorität: ③ ③ ③

30.11.93 JP P 5-300346 30.11.93 JP P 5-300411  
30.11.93 JP P 5-300412 30.11.93 JP P 5-300413

⑦ Anmelder:

J. Morita Mfg. Corp., Kyoto, JP

⑦ Vertreter:

ter Meer, N., Dipl.-Chem. Dr.rer.nat.; Müller, F.,  
Dipl.-Ing., 81679 München; Steinmeister, H.,  
Dipl.-Ing.; Wiebusch, M., 33617 Bielefeld; Urner, P.,  
Dipl.-Phys. Ing.(grad.); Merkle, G., Dipl.-Ing. (FH),  
Pat.-Anwälte, 81679 München

⑦ Erfinder:

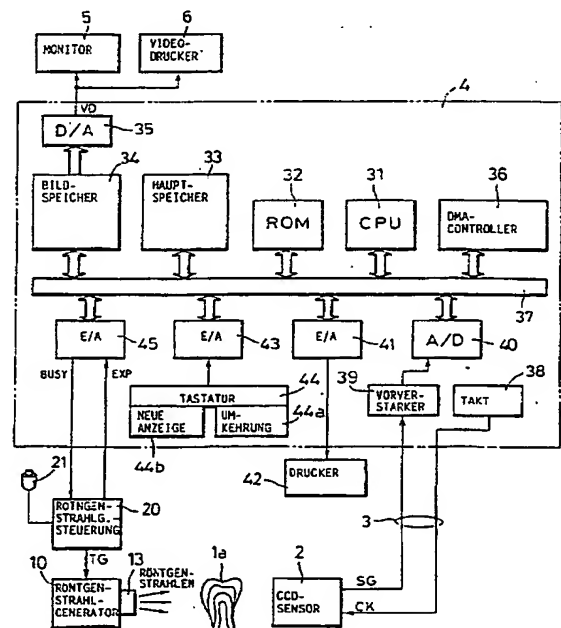
Suzuki, Masakazu, Kyoto, JP; Mori, Keisuke, Kyoto,  
JP; Tachibana, Akifumi, Uji, Kyoto, JP; Makino,  
Takao, Otsu, Shiga, JP

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤ Röntgenbild-Aufnahmegerät und Röntgendetektor zum Aktivieren desselben

⑤ Röntgenbild-Aufnahmegerät und Röntgendetektor zum Aktivieren desselben.

Ein Bildprozessor (4) weist folgendes auf: eine CPU (31), einen ROM (32) zum Abspeichern von Programmen und Daten, einen Hauptspeicher (33) zum Abspeichern von Bilddaten, Parametern zur Bildverarbeitung und dergleichen, einen Bildspeicher (34) zum Abspeichern von Bilddaten, die auf einer Monitorvorrichtung (5) darzustellen sind, einen D/A-Umsetzer (35) zum Ausgeben eines Signals an die externe Monitorvorrichtung (5) oder einen Videodrucker (6), einen DMA-Controller (36), einen Taktsignalgenerator (38) zum Betreiben eines Bildgebers (2) wie eines CCD-Sensors, einen A/D-Umsetzer (40) zum Umsetzen des Bildsignals SG vom Bildgeber (2) in ein digitales Signal, eine Eingabe/Ausgabe-Schaltung (45) zum Erzeugen eines Belegtsignals (BUSY) an eine externe Röntgenstrahlungssteuerung (20) und zum Empfangen eines Belichtungssignals (EXP) von der Röntgenstrahlungssteuerung usw. Solange die Röntgenstrahlungssteuerung das Belegtsignal empfängt, was der Fall ist, solange der Bildprozessor beschäftigt ist, verhindert sie die Erzeugung von Röntgenstrahlen.



Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

BUNDESDRUCKEREI 04. 95 508 022/590

34/29

# 1

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft einen Röntgendetektor, der die Röntgenstrahlerzeugung eines Röntgengenerators erfaßt und ein Röntgenbelichtungssignal ausgibt, und sie betrifft auch ein Röntgenbild-Aufnahmegerät, das ein Röntgenbild betreffend den Mundbereich oder dergleichen einer Person in Form eines elektrischen Signals erfaßt, damit das Röntgenbild auf einer CRT (cathode ray tube = Kathodenstrahlröhre) oder dergleichen angezeigt werden kann.

Herkömmlicherweise wird zum Erhalten eines Röntgenbilds z. B. des Mundbereichs in großem Umfang ein Filmverfahren verwendet, bei dem ein photoempfindliches Aufzeichnungsmaterial, wie ein mit einem Silbersalz versehener Film, zu einem Röntgenbild belichtet wird und dieses dann entwickelt und fixiert wird.

Jedoch bestehen beim Filmverfahren folgende Schwierigkeiten:

1) Zwischen dem Aufnehmen eines Röntgenbilds und der Möglichkeit, dasselbe betrachten zu können, vergeht eine Zeitspanne von ungefähr zwei Minuten oder noch mehr; 2) es sind unbedingt ein Entwicklungsgerät und Verarbeitungslösungen zum Ausführen der Entwicklungs- und Fixierprozesse erforderlich; 3) die Röntgenempfindlichkeit eines Silbersalzes ist beschränkt und daher muß eine Röntgenstrahldosis mit bestimmtem Niveau angewandt werden, um eine gewünschte Bildichte zu erzielen; und 4) es ist unmöglich, ein Bild zu korrigieren, das einmal fixiert ist.

Um diese Schwierigkeiten zu überwinden, ist ein Röntgenbild-Aufnahmegerät vorgeschlagen, bei dem ein Röntgenbild unter Verwendung eines Bildgebers wie eines CCDs (ladungsgesammeltes Bauelement) in ein elektrisches Signal umgesetzt wird und das Röntgenbild dann auf einer CRT oder dergleichen dargestellt wird. Das Röntgenbild-Aufnahmegerät verwendet ein sogenanntes filmloses Verfahren, das kein photoempfindliches Aufzeichnungsmaterial wie einen mit einem Silbersalz versehenen Film verwendet, und es verfügt über folgende Merkmale:

1) ein Röntgenbild kann während der Röntgenbildaufnahme in Echtzeit betrachtet werden; 2) ein Entwicklungsgerät und Verarbeitungslösungen sind völlig überflüssig; 3) die Röntgenempfindlichkeitscharakteristik eines Bildgebers ist linear und daher kann die Röntgenstrahldosis verringert werden; und 4) ein erfaßtes Röntgenbild kann verschiedenen Bildbearbeitungen unterzogen werden und leicht kopiert oder abgespeichert werden.

Beim herkömmlichen Filmverfahren wird dann, wenn ein Röntgenfilm z. B. im Mundraum eines Patienten angebracht ist, eine Röntgenbelichtung ausgeführt, die zu jeder Zeit wiederholt werden kann.

Andererseits wird bei einem Röntgenbild-Aufnahmegerät ein sogenannter Leerlesevorgang ausgeführt, bei dem Ladungen (Ladungen auf Grund des Einfalls von Röntgenphotonen, Ladungen auf Grund thermischer Anregung usw.), die sich im Lichtempfangsbereich des Bildgebers angesammelt haben, ausgeführt, um den Bildgeber periodisch auszulesen, um den Dunkelstrompegel des Bildgebers zu verringern. Demgemäß tritt die Schwierigkeit auf, daß dann, wenn eine Röntgenaufnahme während dieses Vorgangs ausgeführt wird, kein vollkommenes Röntgenbild erhalten werden kann. Ferner kann in einer Periode, in der ein Bildprozessor eine vorgegebene Bildverarbeitung eines bei der vorigen Aufnahme erhaltenen Röntgenbilds, oder eine andere

# 2

Verarbeitung, ausführt, der Bildprozessor kein Signal vom Bildgeber aufnehmen, selbst wenn vom Bildgeber eine weitere Röntgenbelichtung neu ausgeführt wird, was dazu führt, daß die Röntgenbilderstellung mit einem Fehler endet.

Darüber hinaus sind Röntgenbild-Aufnahmegeräte unabhängig von Röntgengeneratoren ausgebildet und diese zwei Einheiten sind nicht miteinander verbunden. Dies führt zur Schwierigkeit, daß Röntgenbild-Aufnahmegeräte den Zeitpunkt nicht kennen, zu dem eine Röntgenbildaufnahme startete, und demgemäß können sie den Zeitpunkt für den Start des Betriebs zum Lesen eines Bilds aus dem Bildgeber nicht bestimmen. Demgemäß muß eine Bedienperson den Röntgengenerator und das Röntgenbild-Aufnahmegerät getrennt steuern, was die Arbeit zum Erhalten eines Röntgenbilds mühselig macht. Wenn die Röntgenbilderstellung und der Vorgang des Lesens des Bilds aus dem Bildgeber keine konstante zeitliche Beziehung zueinander einhalten, ändern sich darüber hinaus der Dunkelstrompegel und der Störsignalpegel für jedes Röntgenbild, wodurch die Schwierigkeit entsteht, daß keine stabilen Röntgenbilder erhalten werden können.

Bei einem herkömmlichen Dentalröntgensystem wird ein Film im Mund eines Patienten angeordnet und dann wird eine Röntgenbildaufnahme dadurch ausgeführt, daß der Mund des Patienten mit Röntgenstrahlen bestrahlt wird, damit ein Röntgenbild von Zähnen oder dergleichen auf dem Film mit einer Positionsbeziehung aufgezeichnet wird, die für eine Richtung gilt, in der die Bedienperson den Patienten sieht. Wenn das auf dem Film aufgezeichnete Röntgenbild zu betrachten ist, ist eine solche Positionsbeziehung für die Bedienperson geschickt, da die Betrachtung so erfolgen kann, als würde die Bedienperson dem Patienten gegenüberstehen. Da jedoch das Bild des rechten Bereichs eines Patienten im linken Bereich des Films erscheint, muß der Patient ein Bild ansehen, bei dem rechts und links vertauscht sind. Demgemäß ist es für einen Patienten, der mit der Betrachtung von Röntgenbildern nicht vertraut ist, schwierig, ein solches Bild zu betrachten.

Bei herkömmlicher Photographie mit einem Bild kann ein Spiegelbild dadurch erhalten werden, daß der Film umgedreht wird, und daher ist das vorstehend genannte Problem kein schwerwiegendes.

Jedoch sind herkömmliche Röntgenbild-Aufnahmegeräte, auf denen ein Röntgenbild auf einer CRT oder dergleichen dargestellt wird, nicht mit einer Funktion zum Anzeigen eines Spiegelbilds durch Umkehren des Ursprungsbilds versehen. Wenn ein Zahnarzt einem Patienten einen Krankheitszustand erklärt, ist es daher unvermeidlich, daß der Patient den Krankheitszustand nicht völlig verstehen kann oder daß lange Zeit für die Erläuterung erforderlich ist.

Bei einem herkömmlichen Röntgenbild-Aufnahmeverfahren unter Verwendung eines mit einem Silbersalz versehenen Films liegt die Empfindlichkeit des Films fest. Demgegenüber ändert sich bei einem Röntgenbild-Aufnahmegerät unter Verwendung eines Bildgebers jedoch die Empfindlichkeit abhängig von der Verstärkung der Signalverarbeitungsschaltung. Genauer gesagt, nimmt der Quantenwirkungsgrad von Röntgenstrahlen ab, wenn die Röntgenstrahldosis (= Röntgenstrahlintensität  $\times$  Bestrahlungszeit) zunimmt, so daß ein Bild mit höherer Auflösung erhalten werden kann, und wenn die Röntgenstrahldosis verringert wird, verschlechtert sich die Bildqualität, jedoch kann die Strahlungsdosis für einen Patienten verringert werden. Auf diese Weise kann

die Röntgenstrahldosis beliebig unter Berücksichtigung der Beziehung hinsichtlich eines Ausgleichs zwischen der Bildqualität und der Bestrahlungsdosis gewählt werden. Um unabhängig von der Röntgenbestrahlungsdosis ein angemessenes Bild zu erhalten, müssen die Röntgenbestrahlungsdosis und die Verstärkung der Signalverarbeitungsschaltung miteinander verknüpft werden.

Jedoch sind herkömmliche Röntgenbild-Aufnahmegeräte unabhängig von Röntgenstrahlgeneratoren angeordnet. Wenn die Erzeugungsbedingungen für Röntgenstrahlung, wie die Röntgenstrahldosis, einzustellen sind, muß demgemäß der Röntgenstrahlgenerator erzeugt werden, und wenn Bildverarbeitungsbedingungen, wie die Verstärkung einer Signalverarbeitungsschaltung, einzustellen sind, muß das Röntgenbild-Aufnahmegerät betätigt werden. Dies macht den Einstellvorgang sehr mühselig.

Ferner haben die Röntgenstrahldosis und die Verstärkung eine Wechselbeziehung, so daß ein angemessenes Bild nur erhalten werden kann, wenn der eine der zwei Werter erhöht und der andere verringert wird. Demgemäß ist es für eine Bedienperson nicht einfach, die zwei Geräte unter Berücksichtigung dieser Beziehung einzustellen, oder die Bedienperson muß langzeitige Erfahrung und Geschicklichkeit haben.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Röntgenbild-Aufnahmegerät zu schaffen, bei dem eine Zusammenarbeit einer Röntgenbelichtungseinrichtung und eines Bildprozessors realisiert ist, so daß verhindert wird, daß fehlerhafte Röntgenbelichtung auftritt, wenn die Bildverarbeitungseinrichtung eine Verarbeitung ausführt und demgemäß kein Röntgenbild von einem Bildgeber aufnehmen kann, wodurch die oben erörterten Schwierigkeiten überwunden werden.

Es ist eine andere Aufgabe der Erfindung, einen Röntgendetektor und ein Röntgenbild-Aufnahmegerät zu schaffen, bei denen ein Zusammenwirken eines Röntgenstrahlgenerators und einer Bildverarbeitungsvorrichtung realisiert ist, so daß die Funktionsfähigkeit der Röntgenbilderstellung verbessert ist und die zeitliche Beziehung für die Röntgenbelichtung und den Beginn des Lesebetriebs für ein Bild aus einem Bildwandler konstant ist, so daß stabile Röntgenbilder erhalten werden.

Es ist eine weitere Aufgabe der Erfindung, ein Röntgenbild-Anzeigegerät zu schaffen, auf dem ein spiegelbildlich umgekehrtes Röntgenbild dargestellt werden kann, um einen Patienten beim Erkennen eines Krankheitszustands zu unterstützen.

Es ist noch eine weitere Aufgabe der Erfindung, ein Röntgenbild-Anzeigegerät zu schaffen, bei dem Röntgenstrahl-Erzeugungsbedingungen und Bildverarbeitungsbedingungen in verkoppelter Weise eingestellt werden können, so daß die Funktionsfähigkeit der Röntgenbilderstellung verbessert ist und ein Röntgenbild mit ausgezeichneter Qualität erhalten werden kann, während verhindert wird, daß ein Patient mit mehr Röntgenstrahlung bestrahlt wird, als es erforderlich ist.

Diese Aufgaben werden durch die Lehren der unabhängigen Ansprüche 1, 4, 6, 8 und 9 gelöst.

Beim Röntgenbild-Aufnahmegerät gemäß Anspruch 1 wird ein Belegsignal, das anzeigt, daß der Bildprozessor eine Verarbeitung ausführt, während einer Verarbeitungsperiode des Bildprozessors an die Röntgenbestrahlungseinrichtung geliefert, damit diese den Verarbeitungszustand des Bildprozessors erkennen kann. Ferner wird die Röntgenbestrahlung dann angehalten, wenn die Röntgenbestrahlungseinrichtung das Belegtsi-

gnal empfängt. Selbst wenn eine Bedienperson die Röntgenbestrahlungseinrichtung irrtümlich betätigt, wird daher keine Röntgenbestrahlung einer Person ausgeführt. Demgemäß kann irrtümliche Röntgenbestrahlung einer Person vermieden werden.

Beim Aufbau gemäß Anspruch 2, bei dem die Röntgenbestrahlungseinrichtung einen Röntgenstrahlgenerator und eine Röntgenstrahlungssteuerung zum Erzeugen eines Triggersignals zum Aktivieren des Röntgenstrahlgenerators aufweist, erzeugt die Röntgenstrahlungssteuerung das Triggersignal dann nicht, wenn sie das Belegsignal empfängt, wodurch die Erzeugung von Röntgenstrahlung sicher angehalten werden kann.

Beim Aufbau gemäß Anspruch 3, bei dem die Röntgenbelichtungseinrichtung eine Röntgenröhre zum Erzeugen von Röntgenstrahlen und eine Hochspannungsschaltung zum Zuführen von Hochspannung zur Röntgenröhre aufweist, wird die Versorgung mit Hochspannung auf Grundlage des Belegsignals angehalten, wodurch die Erzeugung von Röntgenstrahlung sicher gestoppt werden kann.

Auf diese Weise wird selbst dann, wenn eine Bedienperson die Röntgenbestrahlungseinrichtung irrtümlich während einer Verarbeitungsperiode des Bildprozessors aktiviert, keine Röntgenbestrahlung einer Person ausgeführt, wodurch sicher verhindert werden kann, daß fehlerhafte Röntgenbestrahlung auftritt. Demgemäß kann überflüssige Röntgenbestrahlung einer Person unterdrückt werden und Röntgenbilderstellung kann sicher ausgeführt werden.

Beim erfindungsgemäßen Röntgenstrahlungsdetektor gemäß Anspruch 4 wird entweder die einer Hochspannungsschaltung des Röntgenstrahlgenerators zugeführte Spannung durch einen Spannungsdetektor erfaßt oder es wird der der Hochspannungsschaltung zugeführte Strom durch einen Stromdetektor erfaßt oder es wird die von der Röntgenröhre erzeugte Röntgenstrahlung durch einen Röntgendetektor erfaßt, wodurch tatsächliche Perioden erkannt werden, in denen eine Röntgenröhre Röntgenstrahlung erzeugt, und der Belichtungssignalgenerator erzeugt ein Belichtungssignal, das auf Grundlage des Ausgangssignals des genannten Detektors eine Röntgenerzeugungsperiode anzeigt, wodurch eine externe Vorrichtung sicher über die Erzeugung von Röntgenstrahlung informiert werden kann.

Ferner ist gemäß Anspruch 5 in einem Röntgenbild-Aufnahmegerät einer der eben genannten Röntgenstrahlungserzeugung-Detektoren enthalten, wodurch Röntgenstrahlungserzeugung sicher erkannt werden kann und der Betrieb des Lesens eines Röntgenbilds vom Bildgeber wird auf Grundlage des Belichtungssignals vom Röntgenstrahlungserzeugung-Detektor gestartet, wodurch eine Verkopplung zwischen dem Röntgenbild-Aufnahmeprozess und dem Bildlesevorgang realisiert ist und die Funktionsfähigkeit der Röntgenbilderstellung verbessert ist. Da die zeitliche Steuerung der Röntgenbelichtung und des Starts des Betriebs des Lesens eines Bilds aus dem Bildgeber konstant ist, sind Schwankungen des Dunkelstrompegels und des Störpegels verringert, so daß ein Röntgenbild mit ausgezeichneter Qualität erhalten wird.

Beim Röntgenbild-Aufnahmegerät gemäß Anspruch 6 überträgt eine Datenübertragungseinrichtung wie eine CPU oder ein DMA-Controller Daten an eine zweite Speichereinrichtung wie einen RAM auf solche Weise, daß die Anordnung der Röntgenbilddaten in der ersten Speichereinrichtung, wie einem RAM, spiegelverkehrt ist, wodurch dann, wenn in der zweiten Speichereinrich-

tung abgespeicherte Röntgenbilddaten auf einem Schirm oder einem Aufzeichnungsmedium dargestellt werden, das Bild des rechten Bereichs eines Patienten im rechten Teil des Films erscheint. Demgemäß wird ein Röntgenbild erhalten, das vom Patienten leicht verstanden werden kann. Ferner kann, da Information, die anzeigt, daß die Datenübertragungseinrichtung Datenübertragung ausführt, während eine Spiegelumkehr der Daten auf einem Schirm, einem Aufzeichnungsmedium oder einer anderen Anzeigevorrichtung dargestellt wird, die Aufmerksamkeit eines Betrachters, wie der Bedienperson oder des Patienten auf die Tatsache gerichtet werden, daß das derzeit dargestellte Röntgenbild spiegelverkehrt ist. Demgemäß wird verhindert, daß der Betrachter die Links-Rechts-Beziehung im Röntgenbild irrtümlich versteht.

Gemäß Anspruch 7 ist ein Übertragungsmodusselektor zum Auswählen eines der folgenden Modi als Übertragungsmodus vorhanden: normaler Modus, bei dem Daten gemäß der Anordnung der Röntgenbilddaten in der ersten Speichereinrichtung an die zweite Speichereinrichtung übertragen werden und Umkehrmodus, bei dem Daten an die zweite Speichereinrichtung übertragen werden, während die Anordnung der Röntgenbilddaten in der ersten Speichereinrichtung spiegelverkehrt weitergegeben wird. Dadurch kann der Modus leicht vom normalen Anzeigemodus auf den spiegelverkehrten Modus umgeschaltet werden, und umgekehrt, und zwar abhängig vom Betrieb der Übertragungsmodus-Auswähleinrichtung. Daher kann zwischen der normalen Anzeige eines Röntgenbilds und der spiegelverkehrten Anzeige frei umgeschaltet werden, so daß die Bedienperson und der Patient beim Verstehen des dargestellten Röntgenbilds unterstützt werden.

Da sich das durch Strahlungsvermögen von Röntgenstrahlung abhängig von den körperlichen Abmessungen einer Person, dem Abbildungsbereich und dergleichen ändert, werden in das Röntgenbild-Aufnahmegerät gemäß Anspruch 8 Informationen zu den körperlichen Abmessungen einer Person und zum Bildbereich über eine Informationseingabeeinrichtung für körperliche Abmessungen und eine Informationseingabeeinrichtung für den Bildbereich eingegeben, bei denen es sich um Konsolenschalter oder dergleichen handelt. Da sich der Signalpegel, die Qualität usw. eines Röntgenbilds abhängig von der Verstärkung eines Verstärkers ändern, wird die Verstärkung über eine Verstärkungseinstelleinrichtung wie einen Konsolenschalter eingestellt. Auf Grundlage der Information zu den körperlichen Abmessungen, der Information zum Bilderstellungsbereich und der Verstärkungsinformation legt die Belichtungsperiode-Festlegeeinrichtung, wie eine digitale Betriebsschaltung oder eine Zahlentabelle, die Röntgenbelichtungsperiode fest. Daher kann eine Bedienperson leicht und sicher zweckdienliche Röntgenstrahlungserzeugung-Bedingungen und Bildverarbeitungsbedingungen dadurch einstellen, daß sie lediglich die Information zu den körperlichen Abmessungen, die Information zum Bilderstellungsbereich und die Verstärkungsinformation angibt.

Ferner werden gemäß Anspruch 9 Information zu den körperlichen Abmessungen einer Person und Information zum Abbildungsbereich über eine Informationseingabeeinrichtung für körperliche Abmessungen und eine Informationseingabeeinrichtung für den Bilderstellungsbereich, bei denen es sich um Konsolenschalter oder dergleichen handelt, eingegeben und es wird die Bildqualität für ein Röntgenbild, z. B. für ein hochaufge-

lösstes Bild auf Grund einer hohen Röntgendosis, oder ein grobes Bild auf Grund einer niedrigen Röntgendosis, ausgewählt. Auf Grundlage dieser Information zu den körperlichen Abmessungen, der Information zum Bilderstellungsbereich und der Bildqualitätinformation legt die Belichtungsperiode-Verstärkung-Festlegeeinrichtung, wie eine digitale Betriebsschaltung oder eine Zahlentabelle, die Röntgenbelichtungsperiode und die Verstärkung fest. Daher kann die Bedienperson zweckdienliche Röntgenstrahlungserzeugung-Bedingungen und Bildverarbeitungsbedingungen leicht und sicher einstellen, und zwar nur durch Angeben der Information zu den körperlichen Abmessungen der Information zum Bilderstellungsbereich und der Bildqualitätinformation.

Insgesamt gesehen, kann die Bedienperson auf diese Weise zweckdienliche Röntgenstrahlungserzeugung-Bedingungen und Bildverarbeitungsbedingungen einfach und sicher dadurch einstellen, daß sie Information zu den körperlichen Abmessungen, Information zum Bilderstellungsbereich sowie Verstärkungsinformation oder Bildqualitätinformation angibt. Darüberhinaus ist es möglich, ein Röntgenbild zu erhalten, das dem Krankheitszustand angemessen ist und sich zur Diagnose sehr eignet.

Andere und weitere Aufgaben, Merkmale und Vorteile der Erfindung werden aus der folgenden detaillierten Beschreibung in Verbindung mit den beigefügten Zeichnungen deutlicher.

Fig. 1 ist ein Diagramm, das ein erfindungsgemäßes Röntgenbild-Aufnahmegerät im Betriebszustand zeigt;

Fig. 2 ist ein Diagramm, das die Konfiguration und den Betrieb eines CCD-Arraysensors 2b eines Bildgebers 2 zeigt;

Fig. 3A und 3B sind Zeitsteuerdiagramme, die die Beziehung zwischen der Röntgenbestrahlung und dem Lesevorgang des Bildwandlers 2 zeigen;

Fig. 4 ist ein Blockdiagramm, das den elektrischen Aufbau eines Ausführungsbeispiels der Erfindung zeigt;

Fig. 5 ist ein Flußdiagramm, das den Betrieb des in Fig. 4 dargestellten Röntgenbild-Aufnahmegeräts zeigt;

Fig. 6 ist ein Blockdiagramm, das den elektrischen Aufbau eines anderen Ausführungsbeispiels der Erfindung zeigt;

Fig. 7A ist ein Blockdiagramm, das ein Beispiel für einen Röntgenstrahlungserzeugung-Detektor zeigt, der bei einem erfindungsgemäßen Röntgenbild-Aufnahmegerät angewandt wird, und Fig. 7B und 7C zeigen spezielle Beispiele eines Zeitsteuergenerators 55, wie in Fig. 7A dargestellt;

Fig. 8 ist ein Blockdiagramm, das ein anderes Beispiel eines Röntgenstrahlungserzeugung-Detektors zeigt, der bei einem erfindungsgemäßen Röntgenbild-Aufnahmegerät angewandt wird;

Fig. 9A ist ein Blockdiagramm, das ein weiteres Beispiel eines Röntgenstrahlungserzeugung-Detektors zeigt, der bei einem erfindungsgemäßen Röntgenbild-Aufnahmegerät angewandt wird, und

Fig. 9B ist ein Diagramm, das ein Beispiel einer Ionisationskammer für radioaktive Strahlung zeigt, wie sie als Röntgendetektor 57 verwendet wird;

Fig. 10 ist ein Flußdiagramm, das eine Bilddaten-Übertragungsroutine im Schritt a10 in Fig. 5 zeigt;

Fig. 11A ist ein schematisches Diagramm, das den Ablauf des Übertragens von Daten von einem Hauptspeicher 33 in Vorwärtsrichtung in einen Videospeicher 34 zeigt;

Fig. 11 B ist ein schematisches Diagramm, das den Ablauf des Übertragens von Daten von einem Haupt-

speicher 33 an einen Videospeicher 34 in Umkehrrichtung zeigt;

Fig. 12A zeigt ein Beispiel einer normalen Röntgenbildanzeige;

Fig. 12B zeigt ein Beispiel einer spiegelverkehrten Röntgenbildanzeige;

Fig. 13A zeigt ein anderes Beispiel einer normalen Röntgenbildanzeige;

Fig. 13B zeigt ein anderes Beispiel einer spiegelverkehrten Röntgenbildanzeige;

Fig. 14 zeigt ein weiteres Beispiel einer Röntgenbildanzeige;

Fig. 15 zeigt noch ein weiteres Beispiel einer Röntgenbildanzeige;

Fig. 16 ist ein Blockdiagramm, das den elektrischen Aufbau eines weiteren Ausführungsbeispiels der Erfindung zeigt;

Fig. 17A ist eine Vorderansicht, die ein Beispiel eines Auswahlschalters 122 für körperliche Abmessungen und eines Auswahlschalters 123 für den Bilderstellungsbereich in Fig. 16 zeigt;

Fig. 17B ist eine Vorderansicht, die ein Beispiel eines Verstärkungsauswahlschalters 106 in Fig. 16 zeigt;

Fig. 18 ist ein Blockdiagramm, das den elektrischen Aufbau eines noch weiteren Ausführungsbeispiels der Erfindung zeigt; und

Fig. 19 ist eine Vorderansicht, die ein Beispiel für einen Auswahlschalter 122 für körperliche Abmessungen, einen Auswahlschalter 123 für den Bilderstellungsbereich und einen Bildqualität-Auswahlschalter 125 in Fig. 18 zeigt.

Unter Bezugnahme auf die Zeichnungen werden nun bevorzugte Ausführungsbeispiele der Erfindung beschrieben.

Fig. 1 ist ein Diagramm, das ein erfindungsgemäßes Röntgenbild-Aufnahmegerät im Betriebszustand für den Fall zeigt, daß das Aufnahmeobjekt der Mundbereich einer Person ist. An einem Universalarm 12 ist ein Röntgenstrahlgenerator 10 so befestigt, daß er in Bezug zum Universalarm 12 vertikal verschwenkt und horizontal verdreht werden kann. Die Richtung einer Röntgenbestrahlungsröhre 11 kann so eingestellt werden, daß Röntgenstrahlen in den Mundraum eines Patienten 1 eingestrahlt werden.

Andererseits ist ein Bildgeber 2 zum Erfassen der Verteilung von durch den Mundraum geführten Röntgenstrahlen, d. h. eines Röntgenbilds, an einer Position angebracht, die der Röntgenbestrahlungsröhre 11 gegenüberliegt, wobei der Mundbereich dazwischenliegt. In Fig. 1 hält der Patient ein am Bildgeber 2 befestigtes Positionierteil 2a so mit den Fingern, daß die Bilderstellungsfläche des Bildgebers 2 in der Röntgenbestrahlungsrichtung ausgerichtet ist.

Der Bildgeber 2 weist eine Szintillatorplatte zum Umsetzen von Röntgenphotonen in z. B. sichtbares Licht auf, die aus einer Seltenerdelemente usw. enthaltenden Verbindung besteht, und sie weist ein optisches Faserarray, das die zweidimensionale Verteilung des von der Szintillatorplatte abgestrahlten sichtbaren Lichts als solches überträgt, und einen CCD-Arraysensor auf, der die Verteilung des durch das optische Faserarray übertragenen sichtbaren Lichts empfängt, erzeugte Ladungen ansammelt, die in einer vorgegebenen Periode angesammelte Ladungen sequentiell ausliest und die Ladungen in elektrische Signale umsetzt. Eine Bleiplatte zum Verhindern, daß Streuröntgenstrahlung eintritt, ist an der Rückseite des CCD-Arraysensors angeordnet. Beide sind in einem Gehäuse aus Kunststoff oder der-

gleichen untergebracht. Das vom Bildgeber 2 erfaßte Röntgenbild wird durch den CCD-Arraysensor in ein elektrisches Signal umgesetzt und dann über ein Signalkabel 3 in einen Bildprozessor 4 eingegeben.

Der Bildprozessor 4 digitalisiert das Signal vom Bildgeber 2, speichert die digitalen Daten in einem Speicher ab und führt dann eine vorgegebene Bildverarbeitung mit den digitalen Daten aus, wodurch ein Bild auf einer Monitorvorrichtung 5 wie einer CRT dargestellt wird oder es auf einem Aufzeichnungsblatt ausgedruckt wird, um eine Druckkopie zu erhalten.

Fig. 2 ist ein Diagramm, das die Konfiguration und den Betrieb des CCD-Arraysensors 2b des Bildgebers 2 zeigt. Der CCD-Arraysensor 2b weist mehrere Lichtempfangselemente 2c, die in einer Matrix mit z. B. 600 Bildpunkten (in Querrichtung)  $\times$  400 Bildpunkten (in vertikaler Richtung) angeordnet sind, und ein Horizontalschieberegister 2d auf, das in den Lichtempfangselementen 2c der untersten Reihe erzeugte Ladungen horizontal überträgt. Der Betrieb des CCD-Arraysensors wird nun beschrieben. 1) Wenn Licht in den Sensor eintritt, werden der Lichtintensitätsverteilung entsprechende Ladungen in jedem Lichtempfangselement erzeugt und für eine vorgegebene Periode angesammelt. 2) Dann wird durch eine Reihe Lichtempfangselemente eine Vertikalübertragung ausgeführt, wodurch die in jedem Lichtempfangselement angesammelten Ladungen zur nächsten Reihe von Lichtempfangselementen übertragen werden, was dazu führt, daß die Ladungen in der untersten Reihe von Lichtempfangselementen in das Horizontalschieberegister 2d übertragen werden. 3) Wenn dann eine Horizontalübertragung ausgeführt wird, werden die im Horizontalschieberegister 2d abgespeicherten Ladungen zeitseriell ausgelesen, um als analoges Signal ausgegeben zu werden. 4) Die Prozesse 1) bis 3) werden wiederholt, bis alle in den Lichtempfangselementen 2c angesammelten Ladungen ausgelesen sind. Auf diese Weise wird die vom CCD-Arraysensor 2b empfangene Lichtverteilung als zeitserielles Bildsignal SG empfangen.

Die Fig. 3A und 3B sind Zeitsteuerdiagramme, die die Beziehung zwischen der Röntgenbestrahlung und dem Auslesevorgang des Bildgebers 2 zeigen. Wenn keine Röntgenbestrahlung ausgeführt wird, werden die im Bildgeber 2 angesammelten Ladungen periodisch ausgelesen, um zu verhindern, daß überschüssige Ladungen auf Grund thermischer Anregung und wegen gestreuter Röntgenstrahlung im Bauelement zurückbleiben. Daher wird, wenn ein Bildsignal SG in Fig. 3B mit einem Intervall TD ausgegeben wird und ein Belichtungssignal EXP in Fig. 3A, das den Zeitpunkt der Röntgenbelichtung anzeigt, auf hohen Pegel wechselt, der Lesevorgang des Bildgebers 2 angehalten und Ladungen, die infolge einer Röntgenbelichtung erzeugt werden, werden angesammelt. Wenn das Belichtungssignal EXP auf niedrigen Pegel wechselt, was bedeutet, daß die Röntgenbelichtung beendet ist, wird der Lesevorgang des Bildgebers 2 neu gestartet, um auf Grund der Röntgenbelichtung angesammelte Ladungen sequentiell auszulesen. Danach wird der Leerlesevorgang erneut ausgeführt.

Fig. 4 ist ein Blockdiagramm, das die elektrische Konfiguration eines Ausführungsbeispiels der Erfindung zeigt. Das Röntgenbild-Aufnahmegerät weist den Röntgenstrahlgenerator 10 zum Aufstrahlen von Röntgenstrahlen auf ein Objekt 1a, eine Röntgenstrahlungssteuerung 20 zum Steuern des Betriebs des Röntgenstrahlgenerators 10, dem Bildgeber 2 zum Erfassen des Röntgenbilds des Objekts 1a, den Bildprozessor 4 zum



Lesen des vom Bildgeber erfaßten Röntgenbilds und zum Ausführen einer vorgegebenen Bildverarbeitung und zum Anzeigen des Röntgenbilds, und eine Monitorvorrichtung 5 und einen Videodrucker 6 zum Anzeigen bzw. Aufzeichnen von durch den Bildprozessor 4 verarbeiteten Bilddaten auf.

Der Bildprozessor 4 weist folgendes auf: eine CPU 31 zum Steuern der gesamten Vorgänge; einen ROM 32 zum Abspeichern von Programmen und Daten, wie sie für den Betrieb der CPU 31 erforderlich sind; einen Hauptspeicher 33 zum Abspeichern von Bilddaten und Parametern, wie sie für Berechnungen wie die Bildverarbeitung erforderlich sind; einen Bildspeicher 32 zum Abspeichern von Bilddaten, die auf der Monitorvorrichtung 5 anzuzeigen sind; einen D/A-Umsetzer 35 zum Umsetzen von im Bildspeicher 34 abgespeicherten Bilddaten in ein analoges Videosignal VD und zum Ausgeben des Signals an die Monitorvorrichtung 5 oder den Videodrucker 6; und einen DMA-Controller 36 zum Steuern der Datenübertragung zwischen Schaltungen ohne Eingreifen der CPU 31; einen Taktsignalgenerator 36 zum Erzeugen eines Taktsignals CK, wie es für den Betrieb des Bildgebers 2 wie eines CCD-Sensors erforderlich ist; einen Vorverstärker 39 zum Empfangen des vom Bildgeber 2 ausgegebenen Bildsignals und zum Verstärken des Signals; einen A/D-Umsetzer zum Umsetzen des vom Vorverstärker 39 ausgegebenen Analogsignals in ein digitales Signal; eine Eingabe/Ausgabe-Schaltung 41 zum Zuführen von Daten zu einem externen Drucker 42; eine Eingabe/Ausgabe-Schaltung 43, die einen Umkehranzeigeschalter 44a zum Anweisen spiegelverkehrter Darstellung und einen Neuanzeigeschalter 44b zum Anweisen erneuter Anzeige aufweist, und die Daten von einer Tastatur 44 zur Dateneingabe empfängt; eine Eingabe/Ausgabe-Schaltung 45 zum Ausgeben eines Belegtsignals BUSY an die externe Röntgenstrahlungssteuerung 20 und zum Empfangen des Belichtungssignals EXP von der Röntgenstrahlungssteuerung 20; und einen Bus 37 zum Verbinden dieser Schaltungen miteinander.

Im Bildgeber 2 werden für eine vorgegebene Periode angesammelte Ladungen periodisch als Dunkelstrom auf Grundlage des Taktsignals CK vom Taktsignalgenerator 38 ausgelesen, so daß verhindert wird, daß überschüssige Ladungen auf Grund thermischer Anregung und gestreuter Röntgenstrahlung im Bauelement zurückbleiben.

Die Röntgenstrahlungssteuerung 20 gibt abhängig von der Stellung eines Belichtungsschalters 21 ein Triggersignal TG an den Röntgenstrahlgenerator 10 aus, und sie gibt ferner das Belichtungssignal EXP, das die Erzeugung von Röntgenstrahlen anzeigt, an den Bildprozessor 4 aus. Auf das Triggersignal TG hin, legt der Röntgenstrahlgenerator 10 hohe Spannung mit vorgegebenen Röntgenbelichtungsbedingungen, wozu die Röhrenspannung, der Röhrenstrom und die Belichtungsperiode gehören, an eine Röntgenröhre 13 und es werden Röntgenstrahlen erzeugt.

Nachfolgend wird der gesamte Betrieb beschrieben. Wenn der Belichtungsschalter 21 der Röntgenstrahlungssteuerung 20 betätigt wird, erzeugt der Röntgenstrahlgenerator 10 für eine vorgegebene Periode Röntgenstrahlen. Wenn die Röntgenstrahlung den Bildgeber 2 durch das Objekt 1a hindurch erreichen, werden im Bildgeber 2 Ladungen entsprechend dem Röntgenbild angesammelt und diese werden, nachdem die Röntgenbelichtung beendet ist, zeitseriell als Bildsignal SG ausgegeben. Das Bildsignal SG des Bildgebers 2 wird dem

Vorverstärker 39 zugeführt, um auf einen vorgegebenen Pegel verstärkt zu werden, und dann wird es dem A/D-Umsetzer 40 in der nächsten Stufe zugeführt, um in digitale Daten umgesetzt zu werden. Dabei belegt der DMA-Controller 36 den Bus 37 und die vom A/D-Konverter 40 ausgegebenen Bilddaten werden sequentiell über den Bus 37 in einen Teil des Hauptspeichers 33 eingespeichert.

Andererseits wird selbst dann, wenn keine Röntgenbelichtung ausgeführt wird, der Dunkelstrom des Bildgebers 2 periodisch ausgelesen und dann durch den A/D-Umsetzer 40 in digitale Daten umgesetzt. Die digitalen Daten werden als Dunkelstromdaten in einem Teil des Hauptspeichers 33 abgespeichert.

Die Bilddaten und die Dunkelstromdaten, wie sie im Hauptspeicher 33 abgespeichert sind, werden funktionsmäßig von der CPU 31 verarbeitet. Zum Beispiel werden die Dunkelstromdaten von den Bilddaten abgezogen und die sich ergebenden Bilddaten werden erneut in einen Teil des Hauptspeichers 33 eingespeichert, wodurch Hintergrund-Störsignale aus den Bilddaten gelöscht werden können, so daß Bilddaten hoher Qualität erhalten werden. Wenn Dunkelstrom-Störsignale vernachlässigbar sind, kann der Subtraktionsprozeß weggelassen werden, wodurch sich die gesamte Verarbeitungsperiode verkürzt.

Die im Hauptspeicher 33 abgespeicherten Bilddaten werden durch den DMA-Controller 36 an den Bildspeicher 34 übertragen. Der abgespeicherte Inhalt des Bildspeichers 34 wird zeitseriell an den D/A-Umsetzer ausgelesen, der seinerseits die digitalen Bilddaten in ein analoges Videosignal VD umsetzt und das Signal an die Monitorvorrichtung 5 oder den Videodrucker 6 ausgibt. Auf diese Weise wird das vom Bildgeber 2 erfaßte Röntgenbild auf dem Schirm der Monitorvorrichtung 5 dargestellt oder es wird durch den Videodrucker 6 ausgedruckt, um eine Druckkopie zu erhalten. Wenn erforderlich, kann das Videosignal VD durch ein Aufzeichnungsgerät wie einen Videobandrecorder aufgezeichnet werden.

Fig. 5 ist ein Flußdiagramm, das den Betrieb des in Fig. 4 dargestellten Röntgenbild-Aufnahmegeräts zeigt. Zunächst beginnt der Prozeß mit einem Schritt a1 und die CPU 31 beurteilt in einem Schritt a2, ob die Tastatur 44 betätigt wurde, um einen Befehl einzugeben, der einen speziellen Prozeß anweist, oder ob dies nicht der Fall ist. Wenn die Tastatur nicht betätigt wurde, geht der Prozeß zu einem Schritt a6 weiter. Wenn die Tastatur betätigt wurde, geht der Prozeß zu einem Schritt a3 weiter und die CPU 31 setzt das Belegtsignal BUSY auf hohen Pegel. Das Belegtsignal BUSY wird der Röntgenstrahlungssteuerung 20 zugeführt. Wenn das Belegtsignal BUSY hohen Pegel hat, erkennt die Röntgenstrahlungssteuerung 20, daß der Bildprozessor 4 nicht zur Verarbeitung bereit ist, und sie führt einen solchen Betrieb aus, daß kein Triggersignal TG an den Röntgenstrahlgenerator 10 ausgegeben wird. In diesem Zustand wird selbst dann, wenn der Belichtungsschalter 21 betätigt wird, kein Triggersignal TG ausgegeben und demgemäß arbeitet der Röntgenstrahlgenerator 10 nicht. Demgemäß kann sicher verhindert werden, daß fehlerhafte Röntgenbelichtung ausgeführt wird, während der Bildprozessor 4 eine Verarbeitung ausführt.

In einem nächsten Schritt a4 führt die CPU 31 oder der DMA-Controller 36 einen Prozeß aus, der dem über die Tastaturbetätigung eingegebenen Befehl entspricht. Nachdem dieser Prozeß abgeschlossen ist, setzt die CPU 31 das Belegtsignal BUSY in einem Schritt a5 auf

niedrigen Pegel und dann geht der Prozeß zum Schritt a6 weiter. Wenn das Belegtsignal BUSY niedrigen Pegel hat, erkennt die Röntgenstrahlungssteuerung 20, daß der Bildprozessor 4 zur Verarbeitung bereit ist, und sie erlaubt die Ausgabe des Triggersignals TG. In diesem Zustand wird, wenn der Belichtungsschalter 21 betätigt wird, das Triggersignal TG ausgegeben und Röntgenstrahlen werden von der Röntgenröhre 13 des Röntgenstrahlgenerators 10 mit vorgegebenen Röntgenbelichtungsbedingungen erzeugt.

Im Schritt a6 beurteilt die CPU 31, ob das Belichtungssignal EXP von der Röntgenstrahlungssteuerung 20 an den Bildprozessor 4 geliefert wird oder nicht. Das Belichtungssignal EXP informiert den Bildprozessor 4 über die Zeitpunkte des Beginns und des Endes der Röntgenbelichtung. Zum Beispiel wird das Belichtungssignal EXP in der Periode ab dem Start bis zum Ende der Belichtung auf hohem Pegel gehalten und es wird in der restlichen Periode auf niedrigem Pegel gehalten. Wenn im Schritt a6 kein Belichtungssignal EXP eingegeben wird, kehrt der Prozeß zum Schritt a2 zurück. Wenn dagegen das Belichtungssignal EXP mit z. B. hohem Pegel eingegeben wird, was bedeutet, daß der Röntgenstrahlgenerator 10 eine Bestrahlung mit Röntgenstrahlen vornimmt, wird der Lesevorgang des Bildgebers 2 angehalten und Ladungen werden angesammelt. Dann geht der Prozeß zum nächsten Schritt a7 weiter und wartet, bis die Röntgenbelichtung beendet ist und der Pegel des Belichtungssignals EXP auf den niedrigen Pegel wechselt.

Wenn der Pegel des Belichtungssignals EXP wechselt, z. B. auf den niedrigen Pegel, geht der Prozeß zum nächsten Schritt a8 weiter. Auf dieselbe Weise wie im oben beschriebenen Schritt a3 setzt die CPU 31 das Belegtsignal BUSY auf hohen Pegel und der Bildprozessor 4 arbeitet so, daß er kein Triggersignal TG ausgibt und er die Röntgenbelichtung sperrt.

In einem nächsten Schritt a9 wird der Lesevorgang des Bildgebers 2 gestartet und dann wird das Bildsignal SG des Objekts 1a wie es vom Bildgeber 2 ausgegeben wird, dem Hauptspeicher 33 über den Vorverstärker 39, den A/D-Umsetzer 40 und den Bus 37 zugeführt. Danach wird, falls erforderlich, durch die CPU 31 eine Verarbeitung ausgeführt, wie das Abziehen der Dunkelstromdaten, eine Negativ-Positiv-Umkehr, eine Vergrößerung, eine Oben-Unten-Umkehr, eine dichte Umsetzung und eine Einfärbung, um Bilddaten für die Anzeige zu erstellen. Eine Bilddaten-Übertragungsroutine (die unten im einzelnen beschrieben wird), gemäß der Daten vom Hauptspeicher 33 an den Videospeicher 34 übertragen werden und gemäß der ein Bild dargestellt wird, wird in einem nächsten Schritt a10 ausgeführt.

Nachdem die Verarbeitung durch den Bildprozessor 4 beendet ist, setzt die CPU 31 das Belegtsignal BUSY in einem nächsten Schritt a11 auf niedrigen Pegel. Danach kehrt der Prozeß zum Schritt a2 zurück um in der Folge zu beurteilen, ob die Tastatur betätigt wird oder nicht und ob ein Belichtungssignal EXP eingegeben wird oder nicht.

Wie vorstehend beschrieben, wird, wenn der Bildprozessor 4 irgendeine Verarbeitung ausführt, diese Tatsache von der Röntgenstrahlungssteuerung 20 erkannt. Dies ermöglicht es der Röntgenstrahlungssteuerung 20, zu beurteilen, ob eine Röntgenbelichtung ausgeführt werden kann oder nicht. Daher ist es möglich, zu verhindern, daß Röntgenbelichtung gestartet wird, bevor der Bildprozessor 4 zum Betrieb bereit ist.

Zusätzlich wird der Lesebetrieb für ein Röntgenbild

vom Bildgeber 2 auf Grundlage des Belichtungssignals EXP gestartet, wodurch der Röntgenbild-Aufnahmeprozess und der Bildlesevorgang einander zugeordnet sind. Demgemäß ist die Funktionsfähigkeit bei der Röntgenbilderstellung verbessert. Ferner können Röntgenbilder mit ausgezeichneter Qualität erhalten werden, da die zeitliche Steuerung für die Röntgenbelichtung und für den Start des Lesevorgangs eines Bildes vom Bildgeber konstant gehalten wird.

Im vorstehenden wurde ein Ausführungsbeispiel beschrieben, bei dem das Belichtungssignal EXP durch einen Softwarevorgang der Röntgenstrahlungssteuerung 20 erzeugt wurde. Alternativ kann ein Belichtungssignal EXP verwendet werden, das von einem Röntgenstrahlungserzeugung-Detektor erhalten wird, wie es nachfolgend beschrieben wird.

Fig. 6 ist ein Blockdiagramm, das den elektrischen Aufbau eines anderen Ausführungsbeispiels der Erfindung zeigt. Das Ausführungsbeispiel ist auf ähnliche Weise wie das von Fig. 4 aufgebaut, mit der Ausnahme, daß das vom Bildprozessor 4 ausgegebene Belegtsignal BUSY einer Röntgenstrahlerzeugung-Gestattungseinrichtung 50 zugeführt wird und der Hochspannungskreis des Röntgenstrahlgenerators 10 direkt durch die Röntgenstrahlerzeugung-Gestattungseinrichtung 50 abhängig vom Pegel des Belegtsignals BUSY geöffnet/geschlossen wird.

Die Röntgenstrahlerzeugung-Gestattungseinrichtung 50 weist einen Photokoppler 51 auf, an den ein Stromkreis 46 zum Übertragen des Belegtsignals BUSY anzuschließen ist, sowie ein Relais 52 zum Schließen/Öffnen des Hochspannungskreises des Röntgenstrahlgenerators 10.

Der Röntgenstrahlgenerator 10 liefert elektrische Spannung über eine Wendelleitung 14, eine Masseleitung 15 und eine Hochspannungsleitung 16. Die Primärwicklung eines Wendeltransformators FT ist zwischen die Wendelleitung 14 und die Masseleitung 15 geschaltet und die Primärwicklung eines Hochspannungstransformators HT ist zwischen die Masseleitung 15 und die Hochspannungsleitung 16 geschaltet. Ein Schalter 52b des Relais 52 ist in der Hochspannungsleitung 16 angeordnet. Die Sekundärwicklung des Wendeltransformators FT ist mit der Wendel 13a der Röntgenröhre 13 verbunden, und die Sekundärwicklung des Hochspannungstransformators HT ist zwischen dem Anodentarget 13b und der Wendel 13a der Röntgenröhre 13 angeordnet. Obwohl der in Fig. 6 dargestellte Hochspannungskreis ein Beispiel für ein Vorheizsystem ist, bei dem zwei Transformatoren, nämlich der Hochspannungstransformator HT und der Wendeltransformator FT, verwendet werden und jeder Transformator mit einer bestimmten Zeitverzögerung gestartet wird, kann gemäß der Erfindung ein Simultanheizsystem verwendet werden, bei dem ein einzelner Transformator beide Funktionen ausübt.

Nachfolgend wird der Gesamtbetrieb beschrieben. Wenn der Bildprozessor 4 irgendeine Verarbeitung ausführt oder im sogenannten Besetztzustand ist, fließt im wesentlichen kein Strom durch den Stromkreis 46 und die Licht emittierende Diode 51a des Photokopplers 51 emittiert kein Licht, wodurch ein Phototransistor 51b in einen Sperrzustand versetzt ist. Der Phototransistor 51b ist mit dem Relais 52 verbunden, um die Spule 52a zu betreiben. Wenn der Phototransistor 51b ausgeschaltet ist, arbeitet das Relais 52 nicht und der Schalter 52b ist offen, wodurch die Hochspannungsleitung 16 des Röntgenstrahlgenerators 10 aufgetrennt ist. In diesem Zu-

stand wird selbst dann, wenn der Belichtungsschalter 21 betätigt wird, die Röntgenstrahlungssteuerung 20 ein Triggersignal TG aus gibt und der Röntgenstrahlgenerator 10 zu arbeiten beginnt, keine Spannung an die Röntgenröhre 13 angelegt, da die Hochspannungsleitung 16 unterbrochen ist und demgemäß keine Röntgenstrahlen erzeugt werden.

Wenn dagegen der Bildprozessor 4 keine Verarbeitung ausführt oder er im sogenannten nicht belegten Zustand ist, fließt ein Strom vorgegebener Stärke durch den Stromkreis 46 und die Licht emittierende Diode 51a emittiert Licht, wodurch der Phototransistor 51 in den leitenden Zustand versetzt ist. Wenn dies der Fall ist, aktiviert er das Relais 52 zum Schließen des Schalters 52b, wodurch die Hochspannungsleitung 16 des Röntgenstrahlgenerators 10 geschlossen ist. In diesem Zustand gibt die Röntgenstrahlungssteuerung 20 dann, wenn der Belichtungsschalter 21 betätigt wird, ein Triggersignal TG aus und der Röntgenstrahlgenerator 10 beginnt zu arbeiten. Nachfolgend wird der Betrieb weiter für den Fall beschrieben, daß das Vorheizsystem als Beispiel verwendet wird. Zunächst fließt durch die Wendelleitung 14 ein Wendelstrom vorgegebener Stärke und die Wendel 13a der Röntgenröhre 13 wird beheizt. Dann wird eine Spannung vorgegebenen Pegels an die Hochspannungsleitung 16 gelegt, wodurch eine Röhrenspannung vorgegebenen Pegels an das Anodentarget 13b der Röntgenröhre 13 gelegt wird. Infolgedessen fließt ein Röhrenstrom vorgegebener Stärke für eine vorgegebene Belichtungsperiode und Röntgenstrahlen werden vom Anodentarget 13b erzeugt.

Auf diese Weise wird, wenn der Bildprozessor 4 irgendeine Verarbeitung ausführt, die Zufuhr von Hochspannung zur Röntgenröhre 13 zwangsweise auf Grundlage des Belegsignals BUSY angehalten, das anzeigt, daß der Bildprozessor 4 eine Verarbeitung ausführt, wodurch verhindert werden kann, daß Röntgenbilderstellung gestartet wird, bevor der Bildprozessor 4 zur Verarbeitung bereit ist. Das Ausführungsbeispiel hat den Vorteil, daß die vorstehend beschriebene Konfiguration nur durch kleine Veränderung der Anschlußart im Hochspannungskreis vorhandener Röntgengeräte realisiert werden kann. Demgemäß kann die Verkopplung zwischen einem Röntgenstrahlgenerator und einem Röntgenbild-Aufnahmegerät unter Verwendung eines CCD-Sensors leicht realisiert werden.

Fig. 7A ist ein Blockdiagramm, das ein Beispiel eines Röntgenstrahlungserzeugung-Generators zeigt, der auf ein Röntgenbild-Aufnahmegerät gemäß der Erfindung angewandt ist, und die Fig. 7B und 7C zeigen spezielle Beispiele für einen in Fig. 7A dargestellten Zeitsteuergenerator 55.

Zunächst wird der Hochspannungskreis des Röntgenstrahlgenerators 10 beschrieben. Der Röntgenstrahlgenerator 10 liefert über die Wendelleitung 14, die Masseleitung 15 und die Hochspannungsleitung 16 Spannung an die Röntgenröhre. Die Primärwicklung des Wendeltransformators FT ist zwischen die Wendelleitung 14 und die Masseleitung 15 geschaltet, und die Primärwicklung des Hochspannungstransformators HT ist zwischen die Masseleitung 15 und die Hochspannungsleitung 16 geschaltet. Die Sekundärwicklung des Wendeltransformators FT ist die Wendel 13a der Röntgenröhre 13 angeschlossen und die Sekundärwicklung des Hochspannungstransformators HT ist zwischen das Anodentarget 13b und die Wendel 13a der Röntgenröhre 13 geschaltet.

Es wird nun der Betrieb beschrieben. Zunächst fließt

ein Wendelstrom vorgegebener Stärke durch die Wendelleitung 14 und die Wendel 13a der Röntgenröhre 13 wird aufgeheizt. Dann wird eine Spannung mit vorgegebenem Pegel, wie die Netzspannung mit einer Frequenz von 60 Hz an die Hochspannungsleitung 16 angelegt, wodurch an das Anodentarget 13b der Röntgenröhre 13 eine Röhrenspannung mit vorgegebenem Pegel angelegt wird. Für eine Periode innerhalb einer vorgegebenen Belichtungsperiode, in der das Potential des Anodentargets 13b durch die Gleichrichterfunktion der Röntgenröhre 13 positiv ist, fließt ein Röhrenstrom vorgegebener Stärke und Röntgenstrahlen werden vom Anodentarget 13b erzeugt. Obwohl der in Fig. 7A dargestellte Hochspannungskreis ein Beispiel für ein Vorheizsystem ist, bei dem zwei Transformatoren, d. h. der Hochspannungstransformator HT und der Wendeltransformator FT verwendet werden, kann gemäß der Erfindung auch ein Simultanheizsystem verwendet werden, bei dem ein einzelner Transformator beide Funktionen der zwei Transformatoren ausübt.

Der Zeitsteuergenerator 55, der den Röntgenstrahlungserzeugung-Detektor bildet, ist mit der Masseleitung 15 und der Hochspannungsleitung 16 des Röntgenstrahlgenerators 10 verbunden. Zunächst wird das Schaltungsbeispiel von Fig. 7B beschrieben. Der Zeitsteuergenerator 55 weist Widerstände R1 und R2 auf, die die der Hochspannungsleitung 16 des Röntgenstrahlgenerators 10 zugeführte Spannung unterteilen, um sie als Niederspannungssignal zu erfassen. Er weist ferner eine Diode D1, einen Kondensator C1 und einen Widerstand R3, durch die das erfaßte Spannungssignal gleichgerichtet und geglättet wird, sowie einen Schmitt-Trigger Q1 auf, der den Signalverlauf des gleichgerichteten und geglätteten Signals formt, um ein Belichtungssignal EXP zu erzeugen. Der Hochspannungsleitung 16 des Röntgenstrahlgenerators 10 wird die Netzspannung (z. B. 60 Hz) zugeführt. Das Teilverhältnis der Widerstände R1 und R2 wird so ausgewählt, daß die Spannung dem TTL-Pegel entspricht.

Es wird nun der Betrieb des Zeitsteuergenerators beschrieben. Die an die Hochspannungsleitung 16 angelegte Wechselspannung wird durch die Widerstände R1 und R2 unterteilt und dann einer Halbwellengleichrichtung durch die Diode D1 unterzogen, bei der die obere Hälfte der Sinuswelle in jedem Zyklus der Spannungsquellenfrequenz in eine vorgegebenen Belichtungsperiode entnommen wird. Die gleichgerichtete Spannung wird durch den Kondensator C1 geglättet, um ein pulsierendes Signal entsprechend der vorgegebenen Belichtungsperiode zu erzeugen. Das pulsierende Signal wird mit einem vorgegebenen Schwellenpegel durch den Schmitt-Trigger Q1 digitalisiert und das Belichtungssignal EXP wird als digitales Signal ausgegeben, das der vorgegebenen Belichtungsperiode entspricht, und es wird dem in Fig. 4 dargestellten Bildprozessor 4 zugeführt.

Nachfolgend wird das Schaltungsbeispiel von Fig. 7 beschrieben. Der Zeitsteuergenerator 55 weist folgendes auf: die Widerstände R1 und R2, die die der Hochspannungsleitung 16 des Röntgenstrahlgenerators 10 zugeführte Spannung unterteilen, um sie als Niederspannungssignal zu erfassen; eine Zenerdiode D2, die das erfaßte Spannungssignal gleichrichtet und es auf einem vorgegebenen Pegel abschneidet; einen Schmitt-Trigger Q2, der den Signalverlauf des gleichgerichteten Signals formt; und einen triggerbaren Timer Q3, der durch einen Puls getriggert werden kann, der mit einer vorgegebenen Periode wiederholt eingegeben wird.



Es wird nun der Betrieb des Zeitsteuergenerators beschrieben. Die an die Hochspannungsleitung 16 angelegte Wechselspannung wird durch die Widerstände R1 und R2 unterteilt und dann einer Halbwellengleichrichtung durch die Zenerdiode D2 unterzogen, wobei die obere Hälfte der Sinuswelle in jedem Zyklus der Spannungsquellenfrequenz in einer vorgegebenen Belichtungsperiode herausgenommen wird. Der Pegel der gleichgerichteten Spannung wird durch den Abschneidepegel begrenzt, wodurch die Spannung impulsähnliche Form hat. Die impulsähnliche Spannung wird einer Impulsformung durch den Schmitt-Trigger Q2 unterzogen und durch den triggerbaren Timer Q3 in ein digitales Signal in der Form kontinuierlicher Impulse umgesetzt. Das digitale Signal wird als Belichtungssignal EXP ausgegeben, das der vorgegebenen Belichtungsperiode entspricht. Das Belichtungssignal EXP wird an den in Fig. 4 dargestellten Bildprozessor 4 geliefert.

Auf diese Weise kann die Periode, in der die Hochspannung an der Röntgenröhre liegt, dadurch erfaßt werden, daß die an die Hochspannungsleitung 16 des Röntgenstrahlerzeugers 10 gelegte Spannung erfaßt wird. Daher ist der Zeitraum der Röntgenstrahlerzeugung sicher bekannt. Der in Fig. 7 dargestellte Röntgenstrahlungserzeugung-Detektor hat den Vorteil, daß die vorstehend beschriebene Konfiguration dadurch realisiert werden kann, daß nur etwas die Art geändert wird, mit der die Hochspannungsschaltung in einem bekannten Röntgengerät angeordnet ist. Demgemäß kann auf einfache Weise eine Verkopplung zwischen einem Röntgenstrahlerzeuger und einem Röntgenbild-Aufnahmeggerät unter Verwendung eines CCD-Sensors vollzogen werden.

Fig. 8 ist ein Blockdiagramm, das ein anderes Beispiel eines Röntgenstrahlungserzeugung-Detektors zeigt, der bei einem erfindungsgemäßen Röntgenbild-Aufnahmeggerät angewandt wird. Der Röntgenstrahlungserzeugung-Detektor weist eine Stromerfassungsvorrichtung 56 zum Erfassen des durch die Hochspannungsleitung 16 fließenden Stroms sowie den Zeitsteuergenerator 55 auf, der ein Belichtungssignal EXP auf Grundlage des von der Stromerfassungsvorrichtung 56 ausgegebenen Signals erzeugt. Die Stromerfassungsvorrichtung 56 erfaßt das von dem durch die Hochspannungsleitung 16 fließenden Strom erzeugte Magnetfeld. Zur Art der Stromerfassungsvorrichtung gehört eine solche vom Transformatortyp, bei der die Magnetfeldstärke durch das Prinzip der elektromagnetischen Induktion in ein Spannungssignal umgesetzt wird, und eine solche vom Hallelement-Typ, bei der die Magnetfeldintensität durch den Halleffekt in ein Spannungssignal umgesetzt wird. Der Zeitsteuergenerator 55 kann durch die Schaltung von Fig. 7D gebildet sein, die aus der Spannungsumsetzeinheit, der Gleichrichter- und Glättungseinheit und der Signalverlauf-Formungseinheit besteht, oder durch die Schaltung von Fig. 7C, die aus der Spannungsumsetzeinheit, der Gleichrichtereinheit, der Signalverlauf-Formungseinheit und der Signalformungseinheit besteht, oder dergleichen. Das vom Zeitsteuergenerator 55 ausgegebene Belichtungssignal wird dem Bildprozessor 4 zugeführt, wie in Fig. 4 dargestellt.

Auf diese Weise kann die Periode, in der ein Strom durch die Röntgenröhre fließt, durch Erfassen des der Hochspannungsleitung 16 des Röntgenstrahlgenerators 10 zugeführten Stroms erfaßt werden. Daher ist der Zeitraum der Röntgenstrahlerzeugung sicher bekannt. Der in Fig. 8 dargestellte Röntgenstrahlungserzeugung-Detektor hat den Vorteil, daß die vorstehend beschriebene

Konfiguration dadurch realisiert werden kann, daß lediglich die Stromerfassungsvorrichtung 56 an der Hochspannungsleitung 16 angebracht wird, ohne daß die Art des Anschlusses einer Hochspannungsschaltung in einem vorhandenen Röntgengerät geändert wird. Demgemäß kann auf einfache Weise eine Verkopplung zwischen einem Röntgenstrahlgenerator und einem Röntgenbild-Aufnahmeggerät unter Verwendung eines CCD-Sensors realisiert werden.

Fig. 9A ist ein Blockdiagramm, das ein weiteres Beispiel eines Röntgenstrahlungserzeugung-Detektors zeigt, wie er bei einem erfindungsgemäßen Röntgenbild-Aufnahmeggerät anwendbar ist. Der Röntgenstrahlungserzeugung-Detektor weist folgendes auf: einen Röntgendetektor 57, der an der Innenumfangsfläche der Röntgenbestrahlungsröhre 11 des Röntgenstrahlgenerators 10 befestigt ist; einen Komparator Q4, der das Meßsignal XS vom Röntgendetektor 57 mit einem vorgegebenen Schwellenpegel vergleicht, um das Signal zu digitalisieren; und einen triggerbaren Timer Q5, der das vom Komparator Q4 ausgegebene Impulssignal formt. Der Röntgendetektor 57 ist vom Typ, bei dem vom Röntgenstrahlgenerator abgestrahlte Röntgenstrahlen dadurch erfaßt werden, daß sie in ein elektrisches Signal umgesetzt werden. Zu verwendbaren Beispielen eines solchen Bauelements gehört eine Kombination aus einem Szintillator und einer Photodiode sowie eine Ionisationskammer für radioaktive Strahlung.

Fig. 9B ist ein Diagramm, das ein Beispiel einer Ionisationskammer für radioaktive Strahlung zeigt, wie sie als Röntgendetektor 57 verwendet wird. Hochspannung von einer Spannungsquelle V1 wird an einander gegenüberstehende Elektroden 58 und 59 angelegt. Wenn Röntgenphotonen in den Raum zwischen den Elektroden eintreten und ein Teil eines Füllgases wie Luft ionisiert wird, werden positive Ionen und negative Ionen zur Kathode bzw. Anode bewegt und erreichen diese. Dann fließt ein Ionenstrom und an den beiden Enden eines Widerstands R7 wird ein Meßsignal XS ausgegeben.

Es wird erneut auf Fig. 9A Bezug genommen, gemäß der dann, wenn der Röntgenstrahlgenerator 10 Röntgenstrahlen impulsförmig entsprechend dem Zyklus der Netzspannung abstrahlt, auch das Meßsignal XS vom Röntgendetektor 57 Impulsform hat und dem Komparator Q4 zugeführt wird. Im Komparator Q4 wird das Meßsignal mit einer durch Widerstände R5 und R6 festgelegten Bezugsspannung verglichen und der Signalverlauf wird geformt. Das Ausgangssignal des Komparators Q4 wird dem triggerbaren Timer Q5 zugeführt, um in ein digitales Signal in Form fortgesetzter Impulse umgesetzt zu werden, und dieses digitale Signal wird entsprechend der vorgegebenen Belichtungsperiode als Belichtungssignal EXP ausgegeben und dem in Fig. 4 dargestellten Bildprozessor 4 zugeführt.

Auf diese Weise ist der Zeitraum der Röntgenstrahlerzeugung sicher dadurch bekannt, daß direkt die vom Röntgenstrahldetektor 10 abgestrahlte Röntgenstrahlung erfaßt wird. Der in Fig. 9 dargestellte Röntgenstrahlungserzeugung-Detektor hat den Vorteil, daß die vorstehend beschriebene Konfiguration dadurch realisiert werden kann, daß lediglich der Röntgendetektor 57 in einem Röntgenstrahlerzeugungsbereich angeordnet wird, ohne daß die Art geändert wird, mit der die Hochspannungsschaltung bei einem vorhandenen Röntgengerät angeschlossen ist. Demgemäß kann die Verkopplung eines Röntgenstrahlgenerators und eines Röntgenbild-Aufnahmeggeräts unter Verwendung eines CCD-

Sensors leicht realisiert werden.

Fig. 10 ist ein Flußdiagramm, das die Bilddatenübertragungsroutine im Schritt a10 von Fig. 5 zeigt. Zunächst wird in einem Schritt b1 beurteilt, ob die Anweisung vom Umkehranzeigeschalter 44a in Fig. 4 den normalen Anzeigemodus oder den Umkehranzeigemodus kennzeichnet. Wenn normale Anzeige angewiesen wird, geht der Prozeß zu einem Schritt b2 weiter, in dem die CPU 31 Übertragung in Vorwärtsrichtung zum Bildspeicher 34 gemäß der Anordnung der Bilddaten im Hauptspeicher 33 ausführt. Wenn im Schritt b1 Umkehranzeige angewiesen wird, geht der Prozeß zu einem Schritt b3 weiter, in dem die CPU 31 Übertragung in Rückwärtsrichtung zum Bildspeicher 34 auf solche Weise vornimmt, daß die Anordnung der Bilddaten im Hauptspeicher 33 spiegelverkehrt wird. In einem Schritt b4 werden die an den Bildspeicher 34 übertragenen Bilddaten durch den D/A-Umsetzer 35 in ein Videosignal VD umgesetzt und dann auf der Monitorvorrichtung 5 oder dergleichen dargestellt.

Die Fig. 11A und 11B sind schematische Diagramme, die den Ablauf des Übertragens von Daten vom Hauptspeicher 33 zum Bildspeicher 34 veranschaulichen. Fig. 11A zeigt ein Beispiel für die Vorwärtsübertragungen, Fig. 11B zeigt ein Beispiel für die Umkehrübertragung. Im allgemeinen bestehen Bilddaten aus einer zweidimensionalen Matrix mit mehreren hundert Bildpunkten sowohl in Quer- als auch in Vertikalrichtung. Zum Vereinfachen des Verständnisses erfolgt jedoch die Beschreibung für Bilddaten mit einer vereinfachten Struktur von vier Bildpunkten in Querrichtung  $\times$  3 Bildpunkten in vertikaler Richtung.

In Fig. 11A sind aus Daten a11 – a34 bestehende Bilddaten, die in einer zweidimensionalen Matrix angeordnet sind, im Hauptspeicher 33 abgespeichert. Wenn die CPU 31 die Vorwärtsübertragung ausführt, wird der Datenwert a11, der für den Bildpunkt abgespeichert ist, der in der ersten Zeile und der ersten Spalte im Hauptspeicher 33 liegt, an den Bildpunkt übertragen, der in der ersten Zeile und der ersten Spalte im Bildspeicher 34 liegt. Dann wird der Datenwert a12, der für den Bildpunkt abgespeichert ist, der in der ersten Zeile und der zweiten Spalte im Hauptspeicher 33 liegt, an den Bildpunkt übertragen, der in der ersten Zeile und der zweiten Spalte des Videospeichers 34 liegt. Auf dieselbe Weise werden die Datenwerte a13 und a14 im Hauptspeicher 33 an die Bildpunkte übertragen, die in der ersten Zeile und der dritten bzw. vierten Spalte im Hauptspeicher 34 liegen.

Die Daten in der zweiten Zeile werden auf dieselbe Weise übertragen, d. h., daß die Datenwerte a21, a22, a23 und a24 im Hauptspeicher 33 an die Bildpunkte übertragen werden, die in der zweiten Zeile und der ersten, zweiten, dritten bzw. vierten Spalte im Videospeicher 34 liegen. Auf ähnliche Weise werden die Daten in der dritten Reihe, d. h. die Datenwerte a31, a32, a33 und a34 im Hauptspeicher 33 an die Bildpunkte übertragen, die in der dritten Zeile und der ersten, zweiten, dritten bzw. vierten Spalte im Bildspeicher 34 liegen.

Auf diese Weise werden die Bilddaten im Hauptspeicher 34 in Vorwärtsrichtung gemäß der Anordnung der Bilddaten im Hauptspeicher 33 an den Bildspeicher 34 übertragen. Wenn ein Bild abhängig von der Anordnung im Bildspeicher 34 dargestellt wird, wird ein Röntgenbild, wie es sich für die Bedierson darstellt, auf der Monitorvorrichtung 5 angezeigt.

Gemäß Fig. 11B wird dann, wenn die CPU 31 Um-

kehrübertragung ausführt, der Datenwert a11, der für den Bildpunkt abgespeichert ist, der in der ersten Zeile und der ersten Spalte im Hauptspeicher 33 liegt, an den Bildpunkt übertragen, der in der ersten Zeile und der vierten Spalte des Bildspeichers 34 liegt. Dann wird der Datenwert a12, der für den Bildpunkt abgespeichert ist, der in der ersten Zeile und der zweiten Spalte des Hauptspeichers 33 liegt, an den Bildpunkt übertragen, der in der ersten Zeile und der dritten Spalte des Bildspeichers 34 liegt. Auf dieselbe Weise werden die Datenwerte a13 und a14 im Hauptspeicher 33 an die Bildpunkte übertragen, die in der ersten Zeile und der zweiten bzw. ersten Spalte im Bildspeicher 34 liegen.

Die Daten in der zweiten Zeile werden auf dieselbe Weise übertragen, d. h., daß die Daten a21, a22, a23 und a24 im Hauptspeicher 33 an die Bildpunkte übertragen werden, die in der zweiten Zeile und der vierten, dritten, zweiten bzw. ersten Spalte des Bildspeichers 34 liegen. Auf ähnliche Weise werden die Daten der dritten Zeile, d. h. die Datenwerte a31, a32, a33 und a34 im Hauptspeicher 33 an die Bildpunkte übertragen, die in der dritten Zeile und der vierten, dritten, zweiten bzw. ersten Spalte im Bildspeicher 34 liegen.

Auf diese Weise werden die Bilddaten im Hauptspeicher 33 umgekehrt an den Bildspeicher 34 übertragen, so daß die Anordnung der Bilddaten gegenüber der im Hauptspeicher 33 spiegelverkehrt ist. Wenn ein Bild gemäß der Anordnung im Bildspeicher 34 angezeigt wird, wird auf der Monitorvorrichtung 5 ein Röntgenbild angezeigt, wie es vom Patient aus zu sehen ist.

Es wird erneut auf Fig. 10 Bezug genommen, gemäß dem im Schritt b5 beurteilt wird, ob durch den Neuanzeigeschalter 44b eine Neuanzeige angewiesen wird oder nicht. Wenn Neuanzeige angewiesen wird, geht der Prozeß zum Schritt b1 weiter und wartet auf Anweisungen, wie sie über den Umkehranzeigeschalter 44a eingegeben werden. Dann werden der Datenübertragungsprozeß und der Anzeige-prozeß wiederholt. Wenn keine Neuanzeige angewiesen wird, kehrt der Prozeß zum Schritt a11 in Fig. 5 zurück. Im nächsten Schritt a11 setzt die CPU 31 das Belegtsignal BUSY auf niedrigen Pegel zurück und der Prozeß kehrt zum Schritt a2 zurück, um in der Folge zu beurteilen, ob die Tastatur betätigt wird oder nicht und ob ein Belichtungssignal EXP eingegeben wird oder nicht.

Die Fig. 12A und 12B zeigen Beispiele für Röntgenbildanzeigen, wobei Fig. 12A ein Beispiel für eine normale Röntgenbildanzeige zeigt und Fig. 12B ein Beispiel für eine spiegelverkehrte Röntgenbildanzeige zeigt. Auf der Monitorvorrichtung 5 wird ein Röntgenbild eines Objekts 1a wie eines Zahns dargestellt. Das Bild zeigt, daß die Spitze eines Wurzelbohrers 73 die Spitze des Wurzel Lochs einer Wurzel 71 unter Wurzeln 71 und 72 eines Zahns erreicht. Fig. 12A entspricht dem Röntgenbild, wie es von der Bedierson aus gesehen wird, und Fig. 12B entspricht dem Röntgenbild, wie es vom Patienten aus gesehen wird. Um dem Betrachter anzuzeigen, daß der aktuelle Anzeigemodus der Modus mit spiegelverkehrter Anzeige ist, ist ein Modusanzeigeabschnitt 80 vorhanden, in dem ein rechteckiger Bereich in der oberen linken Ecke des Schirms blinkt, um die Spiegelverkehrtheit anzuzeigen. Der Modusanzeigeabschnitt 80 auf dem Schirm wird durch einen Prozeß gebildet, bei dem die CPU 31 einen im ROM abgespeicherten Datenwert in einen Bereich des Bildspeichers 34 einschreibt, der dem Modusanzeigeabschnitt 80 entspricht.

Die Fig. 13A und 13B zeigen andere Beispiele für eine

Röntgenbildanzeige. Fig. 13A zeigt ein Beispiel für normale Anzeige und Fig. 13B zeigt ein Beispiel für spiegelverkehrte Anzeige. Auf ähnliche Weise wie bei Fig. 12 zeigen diese Figuren die Positionsbeziehung zwischen der Spitze des Wurzelochs der Wurzel 71 und der Spitze eines Wurzelbohrers 73.

Fig. 13A entspricht dem Röntgenbild, wie von der Bedienperson aus gesehen, und Fig. 13B entspricht dem Röntgenbild, wie vom Patienten aus gesehen. Diese Figuren unterscheiden sich von Fig. 12 in den folgenden Punkten. Um dem Bediener den Anzeigemodus anzuzeigen, wird in Fig. 13A in der unteren linken Ecke des Schirms der Buchstabe "R" angezeigt und in der unteren rechten Ecke des Schirms wird der Buchstabe "L" 82 angezeigt, was den normalen Anzeigemodus kennzeichnet. In Fig. 13B wird der spiegelverkehrte Buchstabe "L" bei 83 in der linken unteren Ecke des Schirms angezeigt und der spiegelverkehrte Buchstabe "R" wird bei 84 in der rechten unteren Ecke des Schirms angezeigt, was den Modus mit spiegelverkehrter Anzeige kennzeichnet. Die Buchstaben 81 und 82 sowie die spiegelverkehrten Buchstaben 83 und 84 auf dem Schirm werden durch einen Prozeß gebildet, bei dem die CPU 31 vorgegebene, im ROM 32 abgespeicherte Zeichenmusterdaten in vorgegebene Bereiche des Bildspeichers 34 einschreibt.

Fig. 14 zeigt ein weiteres Beispiel einer Röntgenbildanzeige. Bei diesem Beispiel wird eine sogenannte Mehrfachanzeige mit einem Hauptschirmbereich 90 und vier Teilschirmbereichen 91 ausgeführt. Ein Röntgenbild, das bei der direkt vorangehenden Röntgenbelichtung erhalten wurde, wird im Hauptschirmbereich 90 angezeigt und die Röntgenbelichtung, die unmittelbar vor der Röntgenbilderstellung erhalten wurde, wird in den Teilschirmbereichen 91 dargestellt. In der jeweiligen linken oberen Ecke der Schirme, in denen ein spiegelverkehrtes Bild dargestellt wird, ist der Modusanzeigeabschnitt 80 ausgebildet, in dem ein rechteckiger Bereich blinkt, wie in Fig. 12 dargestellt.

Fig. 15 zeigt noch ein Beispiel für eine Röntgenbildanzeige. Das Röntgenbild des Objekts 1a wird auf dem Schirm der Monitorvorrichtung 5 angezeigt. Von einer Lampe 85 für normale Anzeige und einer Lampe 86 für spiegelverkehrte Anzeige, die an der Bedienleiste der Monitorvorrichtung 5 angeordnet sind, blinkt die Lampe 86 für spiegelverkehrte Anzeige, um die Aufmerksamkeit des Betrachters auf sich zu ziehen.

Die Fig. 12 bis 15 zeigen Beispiele, bei denen Röntgenbilder auf der Monitorvorrichtung 5 dargestellt werden. Wenn der Videodrucker 6 von Fig. 4 verwendet wird, können Bilder ähnlich den vorstehend beschriebenen auf einem Aufzeichnungsblatt dargestellt werden.

Auf diese Weise wird die Tatsache, daß die CPU 31 Datenübertragung unter Spiegelverkehrung der Daten ausführt, auf dem Schirm der Monitorvorrichtung 5 durch die Lampen 85 und 86 der Bedienungsleiste angezeigt, oder die Anzeige erfolgt auf einem vom Videodrucker 6 ausgegebenen Aufzeichnungsblatt, wodurch der Betrachter dazu in die Lage versetzt ist, sicher den Anzeigemodus zu erkennen.

Fig. 16 ist ein Blockdiagramm, das den elektrischen Aufbau eines weiteren Ausführungsbeispiels der Erfindung zeigt. Das Röntgenbild-Aufnahmegerät weist folgendes auf: den Röntgenstrahlerzeuger 10 zum Aufstrahlen von Röntgenstrahlen auf ein Objekt 1a wie einen Zahn; die Röntgenstrahlungssteuerung 20 zum Steuern der Röntgenbelichtungsperiode und dergleichen des Röntgenstrahlgenerators 10; den Belichtungsschalter 21 zum Aktivieren der Röntgenstrahlungs-

steuerung 20 zum Ausführen einer Röntgenbelichtung; den Bildgeber 2 zum Erstellen eines Bilds aus Röntgenstrahlen, die durch das Objekt 1a getreten sind; einen Verstärker 103 mit einstellbarer Verstärkung zum Verstärken des im Bildgeber 2 umgesetzten Bildsignals mit vorgegebener Verstärkung; den Bildprozessor 4 zum Empfangen des vom Verstärker 103 mit variabler Verstärkung ausgegebenen Bildsignals und zum Ausführen einer vorgegebenen Bildverarbeitung; und die Monitorvorrichtung 5 und/oder einen (nicht dargestellten) Videodrucker zum Anzeigen oder Aufzeichnen von Bild-  
daten, wie sie vom Bildprozessor 4 verarbeitet wurden. Das Röntgenbild-Aufnahmegerät weist ferner folgendes auf: eine Verstärkungseinstelleinheit 107 zum Einstellen der Verstärkung des Verstärkers 103 mit variabler Verstärkung; einen Verstärkungsausfallschalter 106 zum Angeben der in der Verstärkungseinstelleinheit 107 einzustellenden Verstärkung; einen Auswahlschalter 122 für körperliche Abmessungen zum Eingeben von Information hinsichtlich der körperlichen Abmessungen eines Patienten 1; einen Bilderstellungsbereich-Auswahlschalter 123 zum Eingeben von Information hinsichtlich eines Bilderstellungsbereichs für den Patienten 1; und eine Tabelle 121 zum Festlegen der Röntgenbestrahlungsperiode des Röntgenstrahlgenerators 10 auf Grundlage der Information zu den körperlichen Abmessungen, wie sie über den Auswahlschalter 122 für die körperlichen Abmessungen eingegeben wurde, der Information für den Bilderstellungsbereich, wie sie über den Bilderstellungsbereich-Auswahlschalter 123 eingegeben wurde, und der Information hinsichtlich der Verstärkung, wie sie über den Verstärkungsauswahlschalter 106 ausgewählt wurde.

Der Röntgengenerator 10 arbeitet mit einer vorgegebenen Röhrenspannung und einem vorgegebenen Röhrenstrom. Wenn an die Röntgenröhre auf das von der Röntgenstrahlungssteuerung 20 hin ausgegebene Belichtungssignal eine Hochspannung angelegt wird, erzeugt der Röntgenstrahlgenerator 10 Röntgenstrahlen. Die Röntgendosis wird dadurch eingestellt, daß die Belichtungsperiode erhöht oder verkürzt wird. Wenn die Röhrenspannung und der Röhrenstrom einmal eingestellt sind, werden sie im allgemeinen nicht häufig verändert.

Wenn der Belichtungsschalter 21 betätigt wird, gibt die Röntgenstrahlungssteuerung 20 ein Belichtungssignal entsprechend der Röntgenstrahl-Erzeugungsperiode an den Röntgenstrahlgenerator 10 auf Grundlage der durch die Tabelle 121 angegebenen Belichtungsperiode aus.

Im Bildgeber 2 werden die für eine vorgegebene Periode angesammelten Ladungen periodisch auf Grundlage eines vorgegebenen Taktsignals ausgelesen, wodurch überschüssige Ladungen auf Grund thermischer Anregung und durch Streuröntgenstrahlung daran gehindert werden, im Bauelement zurückzubleiben.

Wenn Röntgenbilderstellung auszuführen ist, wird der Lesevorgang angehalten und Ladungen werden angesammelt. Nach der Röntgenbilderstellung wird der Lesevorgang erneut gestartet.

Der Verstärkungsfaktor des Verstärkers 103 mit einstellbarer Verstärkung wird auf Grundlage des von der Verstärkungseinstelleinheit 107 ausgegebenen Verstärkungssignals verändert. Als Verstärker 103 mit einstellbarer Verstärkung sind z. B. die folgenden verwendbar: ein Verstärker, bei dem das Verhältnis von Rückkopplungswiderständen in einem Operationsverstärker schrittweise über ein Relais geändert wird, oder ein

VCA, bei dem die Verstärkung kontinuierlich durch ein Spannungssignal eingestellt werden kann.

Wie in Fig. 17B dargestellt, besteht der Verstärkungsauswahlschalter 106 z. B. aus Konsolenschaltern 106a, 106b und 106c, über die eine gewünschte Verstärkung unter den folgenden drei Modi ausgewählt werden kann: hohe Verstärkung H, bei der die Röntgendosis verringert wird und das Signal des Bildgebers 2 mit hoher Empfindlichkeit verstärkt wird; eine mittlere Verstärkung M, bei der das Signal mit mittlerer Empfindlichkeit verstärkt wird; und eine niedere Verstärkung L, bei der die Röntgendosis erhöht wird und das Signal mit niedriger Empfindlichkeit verstärkt wird. Die gewünschte Verstärkung wird dadurch ausgewählt, daß einer der Konsolenschalter betätigt wird, und es leuchtet eine Lampe P auf, die über den betätigten Konsolenschalter angeordnet ist. Die auswählbaren Verstärkungen sind nicht auf die der vorstehend genannten drei Modi beschränkt. Die Verstärkung kann unter Verwendung eines variablen Widerstands oder dergleichen kontinuierlich eingestellt werden.

Die Verstärkungseinstelleinheit 107 wird durch die CPU usw. gebildet. Auf Grundlage der durch den Verstärkungsauswahlschalter 106 ausgewählten Verstärkung gibt die Verstärkungseinstelleinheit 107 die Verstärkungsinformation an die Tabelle 121 aus, wie auch ein Verstärkungssignal an den Verstärker 103 mit einstellbarer Verstärkung.

Wie in Fig. 17A dargestellt, besteht der Auswahl-schalter 122 für körperliche Abmessungen z. B. aus Konsolenschaltern 122a, 122b, 122c, 122d, über die einer von vier Modi ausgewählt werden kann, z. B. für Kinder, Frauen, Standard und untersetzt. Die Information zu den physikalischen Abmessungen des Patienten 1 wird dadurch eingegeben, daß einer der Konsolenschalter betätigt wird, und eine über dem betätigten Konsolenschalter angeordnete Lampe P leuchtet auf. Die Information zu den auswählbaren körperlichen Abmessungen ist nicht auf die vorstehend angegebenen vier Modi beschränkt. Die Information zu den körperlichen Abmessungen kann kontinuierlich unter Verwendung eines variablen Widerstands oder dergleichen eingestellt werden.

Wie in Fig. 17A dargestellt, besteht der Bilderstellungsbereich-Auswahlschalter 123 z. B. aus Konsolenschaltern 123a bis 123g, über die ein gewünschter Bilderstellungsbereich unter den folgenden sieben Modi ausgewählt werden kann: erster bis dritter Teil des Oberkiefers; erster bis dritter Teil des Unterkiefers; vierter und fünfter Teil des Oberkiefers; vierter und fünfter Teil des Unterkiefers; sechster bis achter Teil des Oberkiefers; sechster bis achter Teil des Unterkiefers sowie Gelenkbereich. Die Information zum Bilderstellungsbereich für den Patienten 1 wird durch Betätigen eines der Konsolenschalter eingegeben, und eine über oder unter dem betätigten Konsolenschalter angeordnete Lampe P leuchtet auf. Die Information zum auswählbaren Bilderstellungsbereich ist nicht auf die vorstehend genannten sieben Modi beschränkt.

Die Tabelle 121 enthält Röntgenbelichtungsperioden, z. B. solche, die insgesamt  $84 (= 4 \times 7 \times 3)$  Kombinationen zu den vier Modi der Informationen zur körperlichen Abmessung, den sieben Modi zur Information für den Bilderstellungsbereich und den drei Modi für die Verstärkungsinformation, wie vorstehend beschrieben, entsprechen. Diese Röntgenbelichtungsperioden werden vorab in einer Speichervorrichtung wie einem Speicher abgespeichert. Die Tabelle 121 informiert die

Röntgenstrahlungssteuerung 20 über die Röntgenbelichtungsperiode, die abhängig von der eingegebenen Information festgelegt wurde. Die so festgelegte Belichtungsperiode wird auf der in Fig. 17A dargestellten Ziffernanzeigetafel 124 angezeigt. Anstelle der Tabelle 121 kann ein digitaler Betätigungsschalter, der Information digitalisiert und eine vorgegebene Berechnung auf Grundlage der digitalisierten Information ausführt, verwendet werden.

Nachfolgend wird die Funktion beschrieben. Zunächst schätzt die Bedienperson die körperlichen Abmessungen eines Patienten 1 ab und betätigt den Auswahl-schalter 122 für die körperlichen Abmessungen, der der Abschätzung entspricht, und sie betätigt den Bilderstellungsbereich-Auswahlschalter 123, der dem gewünschten Bilderstellungsbereich entspricht. Dann betätigt die Bedienperson den Verstärkungsauswahlschalter 106 abhängig vom zu diagnostizierenden Erkrankungszustand. Wenn z. B. eine Karies-Zahnbehandlung oder eine Wurzelkanalbehandlung auszuführen ist, wird die hohe Verstärkung gewählt, bei der eine geringe Röntgenbelichtungs-dosis und eine geringe Bildqualität erzielt werden, und wenn Wurzelhautentzündung oder Krebs zu behandeln ist, wird die niedrige Verstärkung gewählt, bei der eine hohe Röntgenbelichtungs-dosis und hohe Bildqualität erzielt werden. Auf diese Betätigungsvorgänge hin wird aus den vorab in der Tabelle 121 abgespeicherten Kombinationen eine vorgegebene Belichtungsperiode festgelegt und diese wird der Röntgenstrahlungssteuerung 20 mitgeteilt.

Dann betätigt die Bedienperson den Belichtungsschalter 21 und die Röntgenstrahlungssteuerung 20 gibt ein Belichtungssignal an den Röntgenstrahlgenerator 10 aus, das der Röntgenstrahlerzeugungsperiode auf Grundlage der Belichtungsperiode entspricht, wie sie von der Tabelle 121 angezeigt wird. Der Röntgenstrahlgenerator 10 erzeugt für die Belichtungsperiode Röntgenstrahlen.

Wenn die Röntgenstrahlen durch das Objekt 1a dringen und den Bildgeber 2 erreichen, werden Ladungen entsprechend dem auf den Bildgeber 2 treffenden Röntgenbild angesammelt und dann als Bildsignal ausgegeben, nachdem die Röntgenbelichtung abgeschlossen wurde. Das Bildsignal vom Bildgeber 2 wird durch den Verstärker 103 mit einstellbarer Verstärkung mit der von der Verstärkungseinstelleinheit 107 angegebenen Verstärkung verstärkt und dann an den Bildprozessor 4 in der nächsten Stufe geliefert, um einer vorgegebenen Bildverarbeitung unterzogen zu werden. Das sich ergebende Röntgenbild wird durch die Monitorvorrichtung 5 oder den Videodrucker zur Verwendung bei der Diagnose ausgegeben.

Wie vorstehend beschrieben, können zweckdienliche Röntgenstrahlerzeugungsbedingungen und Bildverarbeitungsbedingungen leicht und sicher dadurch eingestellt werden, daß die Information zu den körperlichen Abmessungen, die Bilderstellungsbereich-Information und die Verstärkungsinformation angegeben werden. Darüber hinaus ist es möglich, ein Röntgenbild zu erhalten, das dem Krankheitszustand entspricht und das für die Diagnose sehr zweckdienlich ist.

Fig. 18 ist ein Blockdiagramm, das den elektrischen Aufbau eines noch weiteren Ausführungsbeispiels der Erfindung zeigt. Das Röntgenbild-Aufnahmegerät des Ausführungsbeispiels ist auf ähnliche Weise wie das in Fig. 16 aufgebaut, mit der Ausnahme, daß der Verstärkungsauswahlschalter 106 von Fig. 16 nicht vorhanden ist, jedoch ein Bildqualität-Auswahlschalter 125 mit der

Tabelle 121 verbunden ist und ein Verstärkungssignal von der Tabelle 121 an die Verstärkungseinstelleinheit 107 geliefert wird.

Wie in Fig. 19 dargestellt, besteht der Bildqualität-Auswahlschalter 125 z. B. aus Konsolenschaltern 125a, 125b und 125c, über die eine gewünschte Bildqualität unter den folgenden drei Modi ausgewählt werden kann: hohe Bildqualität H, bei der die Röntgenbelichtungs-dosis erhöht ist und ein Bild hoher Auflösung erhalten wird; mittlere Bildqualität M, bei der eine Standardbildqualität erhalten wird; und geringe Bildqualität L, bei der die Röntgenbelichtungs-dosis verringert ist und ein Bild mit geringer Auflösung erhalten wird. Die gewünschte Bildqualität wird durch Betätigen einer der Konsolenschalter ausgewählt, und es leuchtet eine an der linken Seite des betätigten Konsolenschalters angeordnete Lampe P auf. Die auswählbaren Bildqualitäten sind nicht auf die vorstehend genannten drei Modi beschränkt. Die Bildqualitäten können unter Verwendung eines variablen Widerstands oder dergleichen kontinuierlich eingestellt werden.

Auf dieselbe Weise wie bei Fig. 17A besteht der Auswahlschalter 122 für die körperlichen Abmessungen z. B., wie in Fig. 19 dargestellt, aus Konsolenschaltern 122a, 122b, 122c, 122d, über die einer von vier Modi ausgewählt werden kann, nämlich: Kind, weiblich, standard und untersetzt.

Auf dieselbe Weise wie bei Fig. 17A besteht der Bilderstellungsbereich-Auswahlschalter 123 z. B., wie in Fig. 19 dargestellt, aus Konsolenschaltern 123a bis 123g, über die ein gewünschter Bilderstellungsbereich aus den folgenden sieben Modi ausgewählt werden kann: erster bis dritter Bereich des Oberkiefers; erster bis dritter Bereich des Unterkiefers; vierter und fünfter Bereich des Oberkiefers; vierter und fünfter Bereich des Unterkiefers; sechster bis achter Bereich des Oberkiefers; sechster bis achter Bereich des Unterkiefers und Gelenkbereich.

Die Tabelle 121 enthält Röntgenstrahlbelichtungsperioden, die z. B. insgesamt 84 ( $= 4 \times 7 \times 3$ ) Kombinationen für die vier Modi der Information zu den körperlichen Abmessungen, den sieben Modi zur Information zum Bilderstellungsbereich und den drei Modi zur Bildqualitätinformation, wie vorstehend beschrieben, entsprechen. Diese Röntgenbelichtungsperioden sind vorab in einer Speichervorrichtung abgespeichert. Die Tabelle 121 gibt der Röntgenstrahlungssteuerung 20 die Röntgenbelichtungsperiode an, wie sie abhängig von der eingegebenen Information festgelegt wird, und sie informiert die Verstärkungseinstelleinheit 107 über die Verstärkung, wie sie abhängig von der eingegebenen Information festgelegt wird. Die so festgelegte Belichtungsperiode wird auf der in Fig. 19 dargestellten Ziffernanzeitanzeige 124 angezeigt. Anstelle der Tabelle 121 kann eine digitale Betriebsschaltung verwendet werden, in der Informationsdigitalisierung und eine vorgegebene Berechnung für die digitalisierte Information ausgeführt werden.

Die Verstärkungseinstelleinheit 107 wird durch die CPU usw. gebildet. Auf Grundlage des von der Tabelle 121 gelieferten Verstärkungssignals gibt die Verstärkungseinstelleinheit 107 ein Verstärkungssignal an den Verstärker 103 mit variabler Verstärkung aus.

Nachfolgend wird die Funktion beschrieben. Zunächst schätzt die Bedienperson die körperlichen Abmessungen eines Patienten 1 ab und betätigt denjenigen Auswahlschalter 122 für die körperlichen Abmessungen, der dem geschätzten Wert entspricht, und sie betä-

tigt den Bilderstellungsbereich-Auswahlschalter 121 entsprechend dem gewünschten Bilderstellungsbereich. Dann betätigt die Bedienperson den Bildqualität-Auswahlschalter 125 abhängig vom zu diagnostizierenden Krankheitszustand. Wenn z. B. eine Karies-Zahnbehandlung oder eine Wurzelkanalbehandlung auszuführen ist, wird die niedrige Bildqualität L ausgewählt, und wenn Wurzelhautentzündung oder Krebs zu behandeln ist, wird die hohe Bildqualität H ausgewählt. Auf die Betätigungsvorgänge hin werden eine vorgegebene Belichtungsperiode und eine vorgegebene Verstärkung unter den vorab in der Tabelle 121 abgespeicherten Kombinationen festgelegt und die festgelegte Periode und die festgelegte Verstärkung werden der Röntgenstrahlungssteuerung 20 bzw. der Verstärkungseinstelleinheit 107 mitgeteilt.

Dann betätigt die Bedienperson den Belichtungsschalter 21 und die Röntgenstrahlungssteuerung 20 gibt ein Belichtungssignal, das der Röntgenerzeugungsspe-riode entspricht, an den Röntgenstrahlgenerator 10 aus, und zwar auf Grundlage der Belichtungsperiode, wie sie von der Tabelle 121 angegeben wird. Der Röntgengenerator 10 erzeugt während der Belichtungsperiode Röntgenstrahlen.

Wenn die Röntgenstrahlung durch das Objekt 1a treten und den Bildgeber 2 erreichen, werden dem auf den Bildgeber 2 fallenden Röntgenbild entsprechende Ladungen angesammelt und dann als Bildsignal ausgegeben, nachdem die Röntgenbelichtung beendet ist. Das Bildsignal vom Bildgeber 2 wird durch den Verstärker 103 mit variabler Verstärkung mit der von der Verstärkungseinstelleinheit 107 angegebenen Verstärkung verstärkt und dann dem Bildprozessor 4 in der nächsten Stufe zugeführt, um einer vorgegebenen Bildverarbeitung unterzogen zu werden. Das sich ergebende Röntgenbild wird durch die Monitorvorrichtung 5 oder den Videodrucker zur Verwendung bei der Diagnose ausgegeben.

Wie vorstehend beschrieben, können zweckdienliche Röntgenstrahlerzeugungsbedingungen und Bildverarbeitungsbedingungen leicht und sicher dadurch eingestellt werden, daß die Information zu den körperlichen Abmessungen, die Bilderstellungsbereich-Information und die Bildqualitätinformation angegeben werden. Darüber hinaus ist es möglich, ein Röntgenbild zu erhalten, das dem Krankheitszustand angemessen ist und für die Diagnose sehr zweckdienlich ist.

Vorstehend wurden Beispiele beschrieben, bei denen ein CCD-Sensor als Bildgeber 2 verwendet wird. Alternativ kann ein anderer Bildgeber verwendet werden, wie eine Röntgenfernsehkamera oder ein Bildverstärker.

#### Patentansprüche

##### 1. Röntgenbild-Aufnahmegesamt mit:

- einer Röntgenbestrahlungseinrichtung (10, 13, 20) zum Aufstrahlen von Röntgenstrahlen auf einen Bereich eines Objekts (1a);
- einem Bildgeber (2) zum Erfassen des Röntgenbilds des Bereichs und
- einem Bildprozessor (4) zum Lesen des vom Bildgeber (2) gelesenen Röntgenbilds und zum Ausführen einer vorgegebenen Bildverarbeitung;

##### dadurch gekennzeichnet, daß

- dann, wenn der Bildprozessor (4) eine Verarbeitung ausführt, ein Belegsignal (BUSY),



das dies anzeigt, an die Röntgenbestrahlungseinrichtung (20) geliefert wird und

— die Röntgenbestrahlung beendet wird, wenn die Röntgenbestrahlungseinrichtung das Belegtsignal empfängt.

2. Gerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Röntgenbestrahlungseinrichtung folgendes aufweist:

— einen Röntgenstrahlgenerator (10) und  
— eine Röntgenstrahlungssteuerung (20) zum Erzeugen eines Triggersignals zum Aktivieren des Röntgenerators (10), wobei das Triggersignal nicht erzeugt wird, wenn die Röntgenstrahlungssteuerung das Belegtsignal (BUSY) empfängt.

3. Gerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Röntgenbestrahlungseinrichtung folgendes aufweist:

— eine Röntgenröhre (13) zum Erzeugen von Röntgenstrahlen und  
— eine Hochspannungsschaltung (HT) zum Anlegen von Hochspannung an die Röntgenröhre (13), wobei die Hochspannung abhängig vom Belegtsignal angelegt wird.

4. Röntgenstrahlungserzeugung-Detektor zum Erfassen der Erzeugung von Röntgenstrahlen durch einen Röntgenstrahlgenerator (10) mit einer Röntgenröhre (13) und einer Hochspannungsschaltung (HT) zum Anlegen einer Hochspannung an die Röntgenröhre, gekennzeichnet durch:

— entweder einen Spannungsdetektor (R1, R2) zum Erfassen, ob Spannung an die Hochspannungsschaltung (HT) angelegt wird;  
— oder einen Stromdetektor (56) zum Erfassen, ob Strom durch die Hochspannungsschaltung (HT) fließt;  
— oder einen Röntgendetektor (57) zum Erfassen von Röntgenstrahlen, wie sie von der Röntgenröhre abgestrahlt werden; und  
— einen Belichtungssignalgenerator (55) zum Erzeugen eines Belichtungssignals (EXP), das die Röntgenstrahlerzeugungsperiode angibt, auf Grundlage des Ausgangssignals des Detektors.

5. Röntgenbild-Aufnahmegerät mit:

— einem Röntgenstrahlgenerator (10) zum Aufstrahlen von Röntgenstrahlen auf ein Objekt (1a);  
— einem Bildgeber (2) zum Erfassen eines Röntgenbildes des Objekts und  
— einem Bildprozessor (4) zum Lesen des vom Bildgeber (2) erfaßten Röntgenbilds und zum Ausführen einer vorgegebenen Bildverarbeitung;  
— dadurch gekennzeichnet, daß  
— das Gerät ferner einen Röntgenstrahlungserzeugung-Detektor (R1, R2, 55; 56, 55; 57, 55) aufweist und  
— der Lesebetrieb für das Röntgenbild vom Bildgeber (2) Grundlage des Belichtungssignals (EXP) vom Röntgenstrahlungserzeugung-Detektor gestartet oder beendet wird.

6. Röntgenbild-Aufnahmegerät mit

— einer ersten und einer zweiten Speichereinrichtung (33, 34) zum Abspeichern von Röntgenbilddaten eines Objekts (1a);  
— einer Datenübertragungseinrichtung (31, 36) zum Übertragen von in der ersten Spei-

chereinrichtung (33) abgespeicherten Röntgenbilddaten an die zweite Speichereinrichtung (34) und

— einer Bildanzeigeeinrichtung (5, 6) zum Anzeigen der in der zweiten Speichereinrichtung (34) abgespeicherten Röntgenbilddaten auf einem Schirm oder einem Aufzeichnungsmedium;

dadurch gekennzeichnet, daß

— die Datenübertragungseinrichtung (31, 36) die Daten auf solche Weise an die zweite Speichereinrichtung (34) überträgt, daß die Anordnung der Röntgenbilddaten gemäß der in der ersten Speichereinrichtung spiegelverkehrt ist und

— das Gerät ferner eine Übertragungsmodus-Anzeigeeinrichtung (81—86) zum Anzeigen von Information aufweist, die angibt, daß die Datenübertragungseinrichtung die Datenübertragung unter Spiegelverkehrung der Daten überträgt.

7. Gerät nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Datenübertragungseinrichtung (31, 36) eine Übertragungsmodus-Auswahleinrichtung (44a, 44b) aufweist, um als Übertragungsmodus einen der folgenden Modi auszuwählen: einen Normalmodus, bei dem Daten abhängig von der Anordnung der Röntgenbilddaten in der ersten Speichereinrichtung (33) an die zweite Speichereinrichtung (34) übertragen werden; und einen Umkehrmodus, in dem die Daten von der ersten Speichereinrichtung (33) unter Spiegelverkehrung an die zweite Speichereinrichtung (34) übertragen werden.

8. Röntgenbild-Aufnahmegerät mit:

— einem Röntgenstrahlgenerator (10) zum Aufstrahlen von Röntgenstrahlen auf ein Objekt (1a);  
— einer Röntgenstrahlungssteuerung (20) zum Steuern der Röntgenbelichtungsperiode des Röntgenstrahlgenerators;  
— einem Bildgeber (2) zum Abbilden von Röntgenstrahlen, die durch das Objekt gelaufen sind;  
— einem Verstärker (103) zum Verstärken des Signals vom Bildgeber (2) mit vorgegebener Verstärkung und  
— einem Bildprozessor (4) zum Verarbeiten des Signals vom Verstärker (103) und zum Anzeigen des Röntgenbilds;  
— gekennzeichnet durch:  
— eine Eingabeeinrichtung (122) zum Eingeben von Information zu den körperlichen Abmessungen des Objekts;  
— eine Eingabeeinrichtung (123) zum Eingeben von Information für den Bilderstellungsbereich des Objekts;  
— eine Verstärkungseinstelleinrichtung (106) zum Einstellen der Verstärkung des Verstärkers und  
— eine Festlegeeinrichtung (121) zum Festlegen der Röntgenbelichtungsperiode des Röntgenstrahlgenerators (10) auf Grundlage der Information zu körperlichen Abmessungen, wie über die erste Eingabeeinrichtung (122) eingegeben, der Information zum Bilderstellungsbereich, wie über die zweite Eingabeeinrichtung (123) eingegeben, und der Information zur

Verstärkung, wie über die Verstärkungseinstelleinrichtung (106) eingegeben.

9. Röntgenbild-Aufnahmegerät mit:

- einem Röntgenstrahlgenerator (10) zum Aufstrahlen von Röntgenstrahlen auf ein Objekt (1a); 5
- einer Röntgenstrahlungssteuerung (20) zum Steuern der Röntgenbelichtungsperiode des Röntgenstrahlgenerators;
- einem Bildgeber (2) zum Abbilden von Röntgenstrahlen, die durch das Objekt gelaufen sind; 10
- einem Verstärker (103) zum Verstärken des Signals vom Bildgeber mit vorgegebener Verstärkung und 15
- einem Bildprozessor (4) zum Verarbeiten des Signals vom Verstärker (103) und zum Anzeigen des Röntgenbilds;
- gekennzeichnet durch:
  - eine Eingabeeinrichtung (122) zum Eingeben von Information zu den körperlichen Abmessungen des Objekts; 20
  - eine Eingabeeinrichtung (123) zum Eingeben von Information für den Bilderstellungsbereich des Objekts; 25
  - eine Bildqualität-Auswahleinrichtung (125) zum Auswählen der Qualität des Röntgenbilds und
  - eine Festlegeeinrichtung (121) zum Festlegen der Röntgenbelichtungsperiode des Röntgenstrahlerzeugers (10) zum Einstellen der Verstärkung des Verstärkers (103) auf Grundlage der Information zu körperlichen Abmessungen, über die erste Eingabeeinrichtung (122) eingegeben, von Information zum Bilderstellungsbereich, wie über die zweite Eingabeeinrichtung (123) eingegeben, und Information zur Bildqualität, wie über die Bildqualität-Auswahleinrichtung (125) ausgewählt. 30 35

10. Röntgenbild-Aufnahmegerät nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß 40

- die Röntgenbestrahlungseinrichtung (10, 13, 20) zum Bestrahlen des Mundraums einer Person ausgebildet ist und 45
- der Bildgeber (2) zum Erfassen des Bilds des Mundraums einer Person ausgebildet ist.

Hierzu 15 Seite(n) Zeichnungen

50

55

60

65

FIG. 1

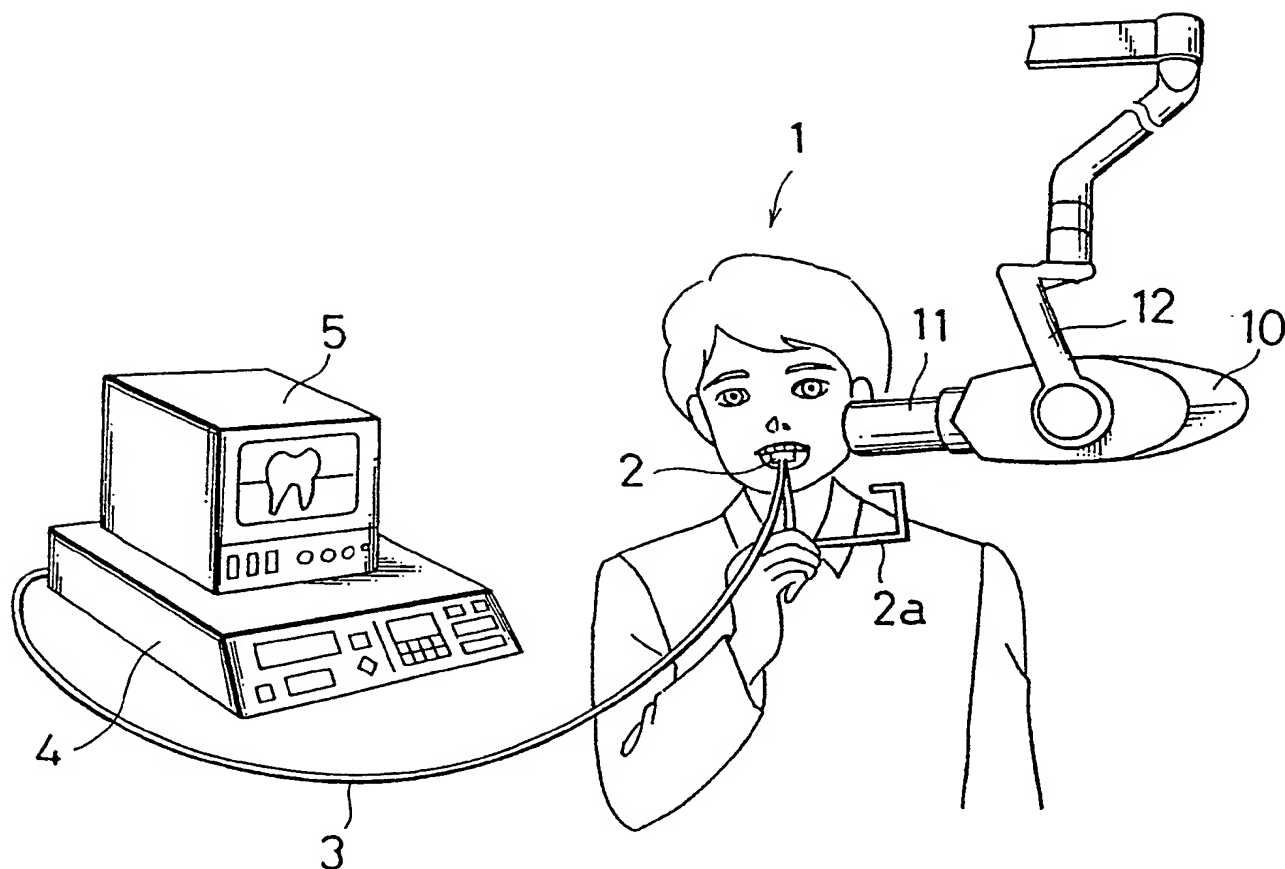


FIG. 2

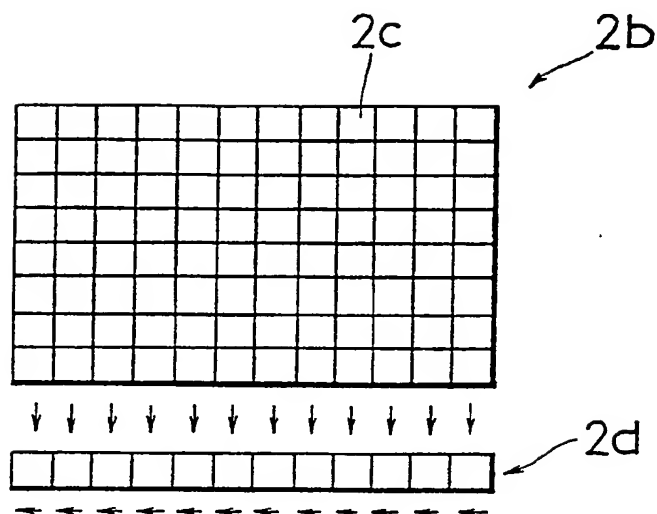


FIG. 3A EXP

FIG. 3B SG

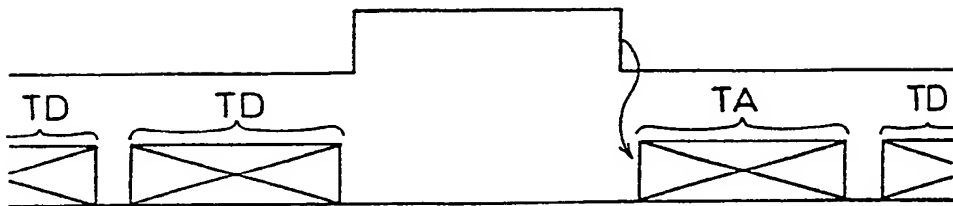
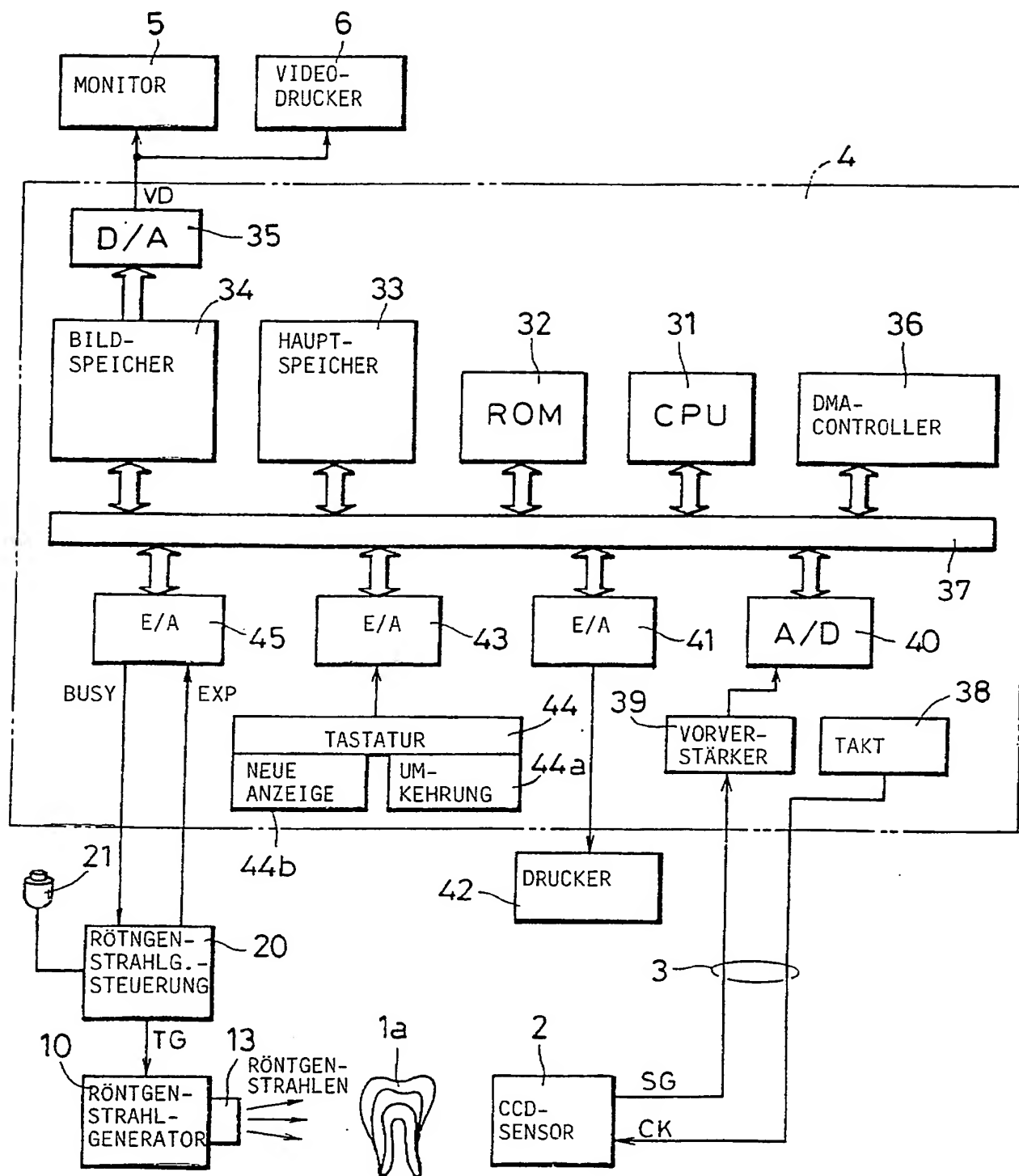


FIG. 4





# FIG. 5

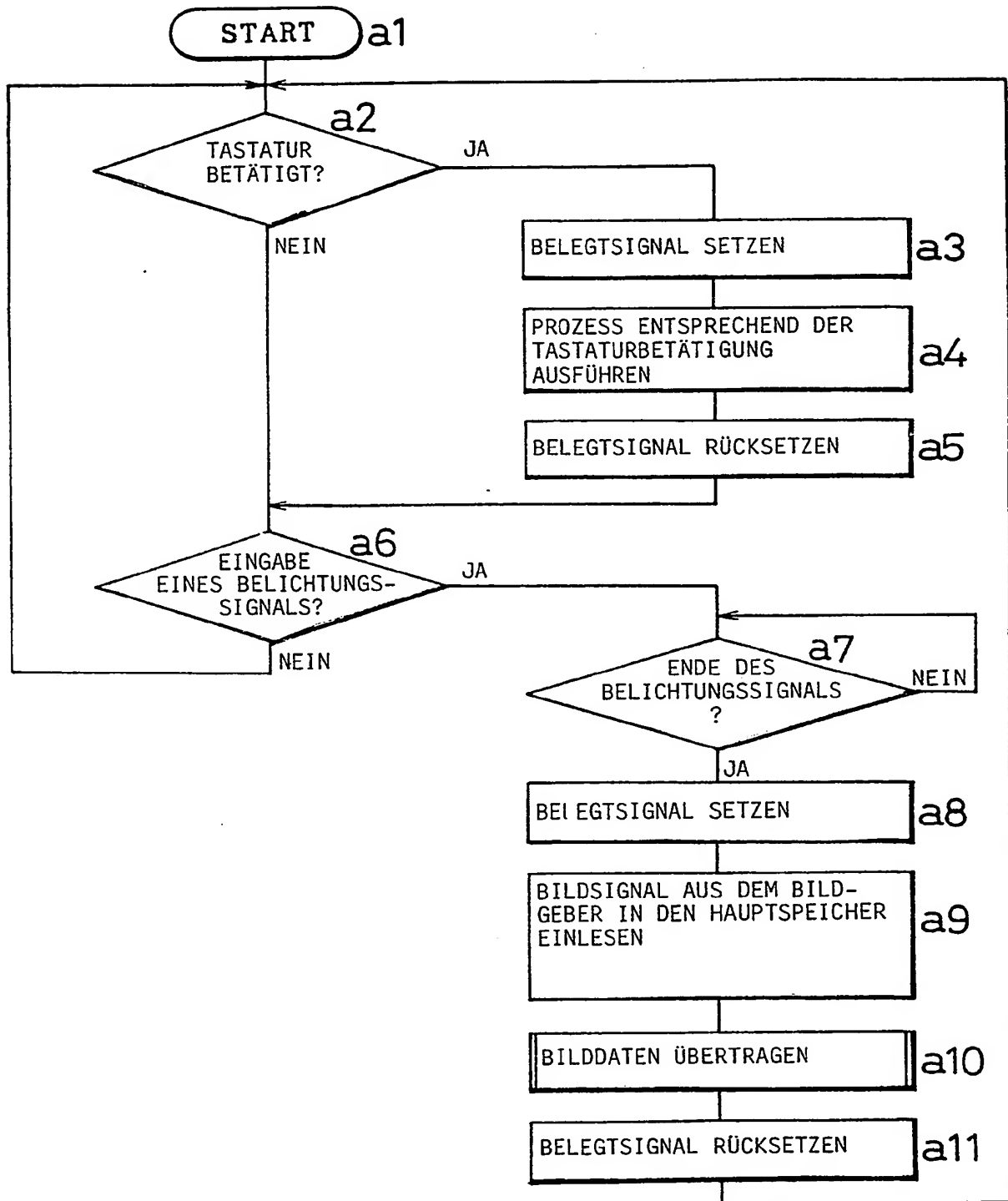


FIG. 6

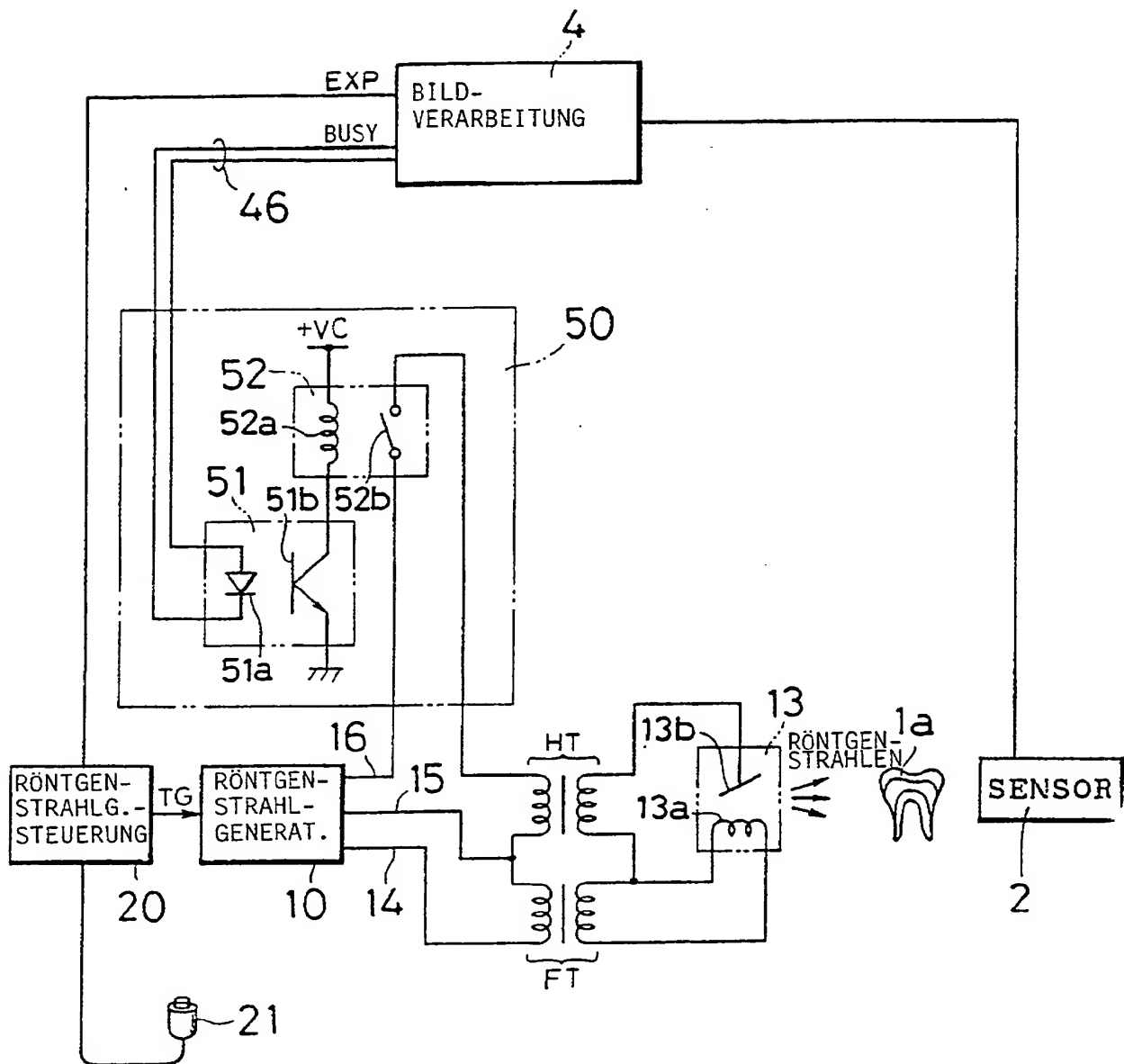


FIG. 7A

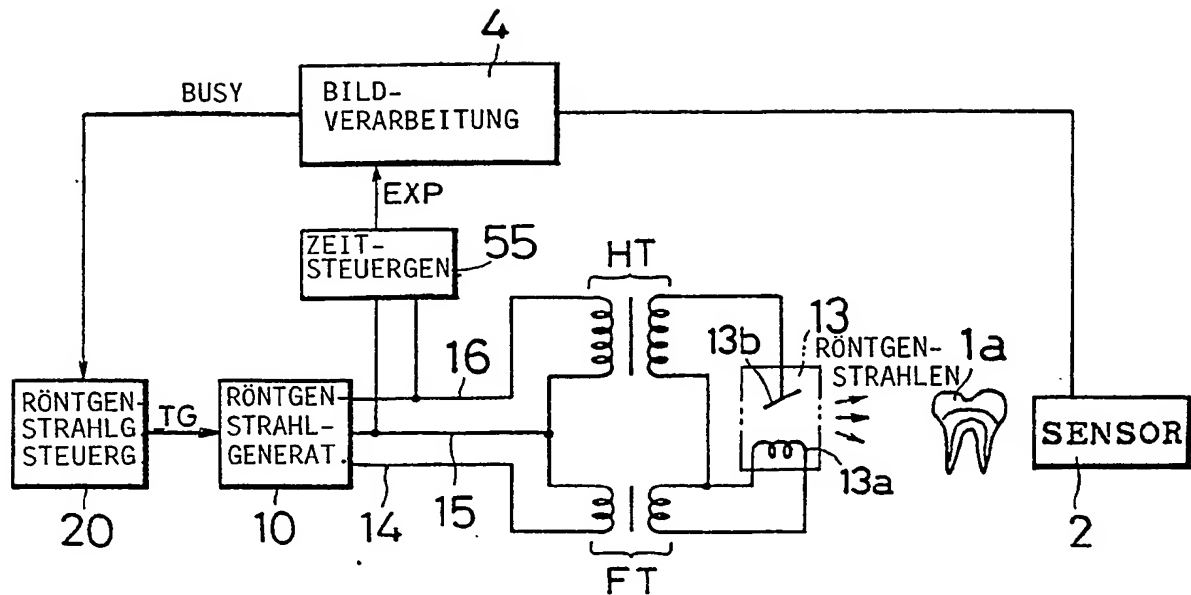


FIG. 7B

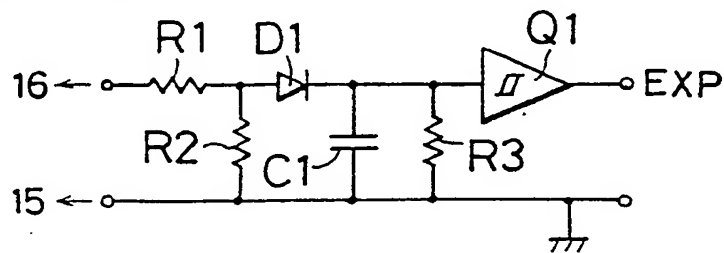


FIG. 7C

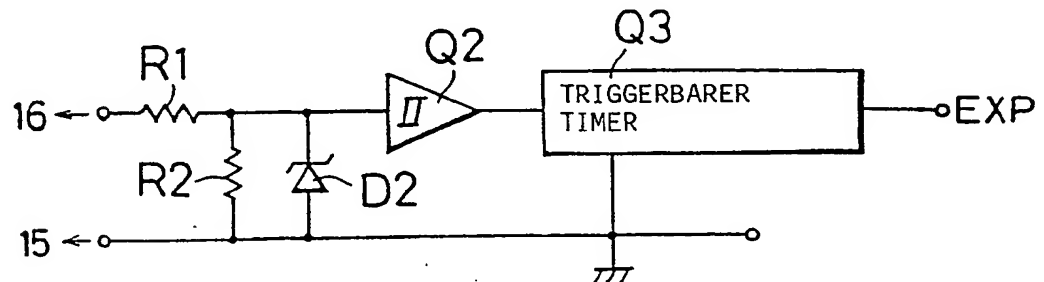


FIG. 8

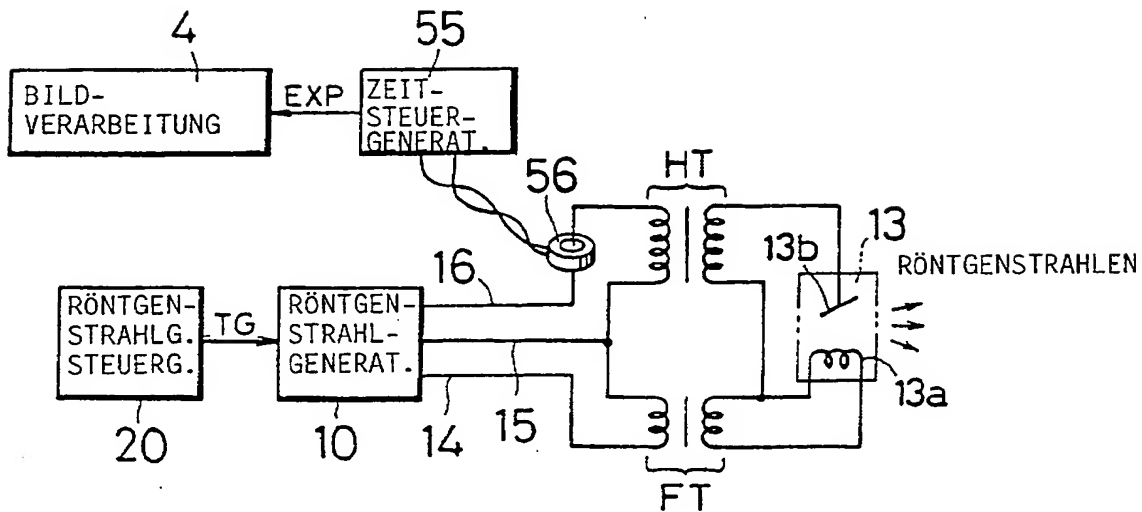


FIG. 9A

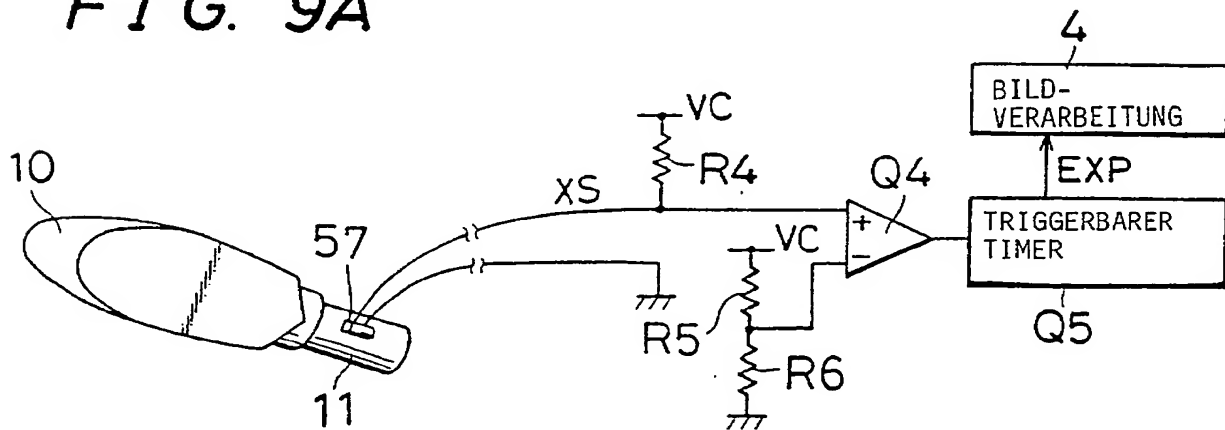
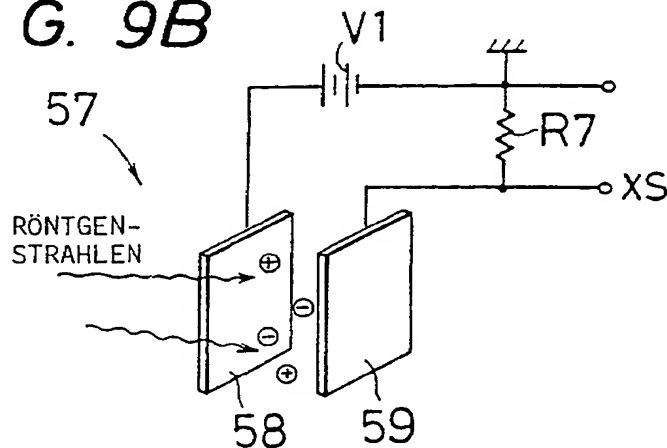


FIG. 9B



# FIG. 10

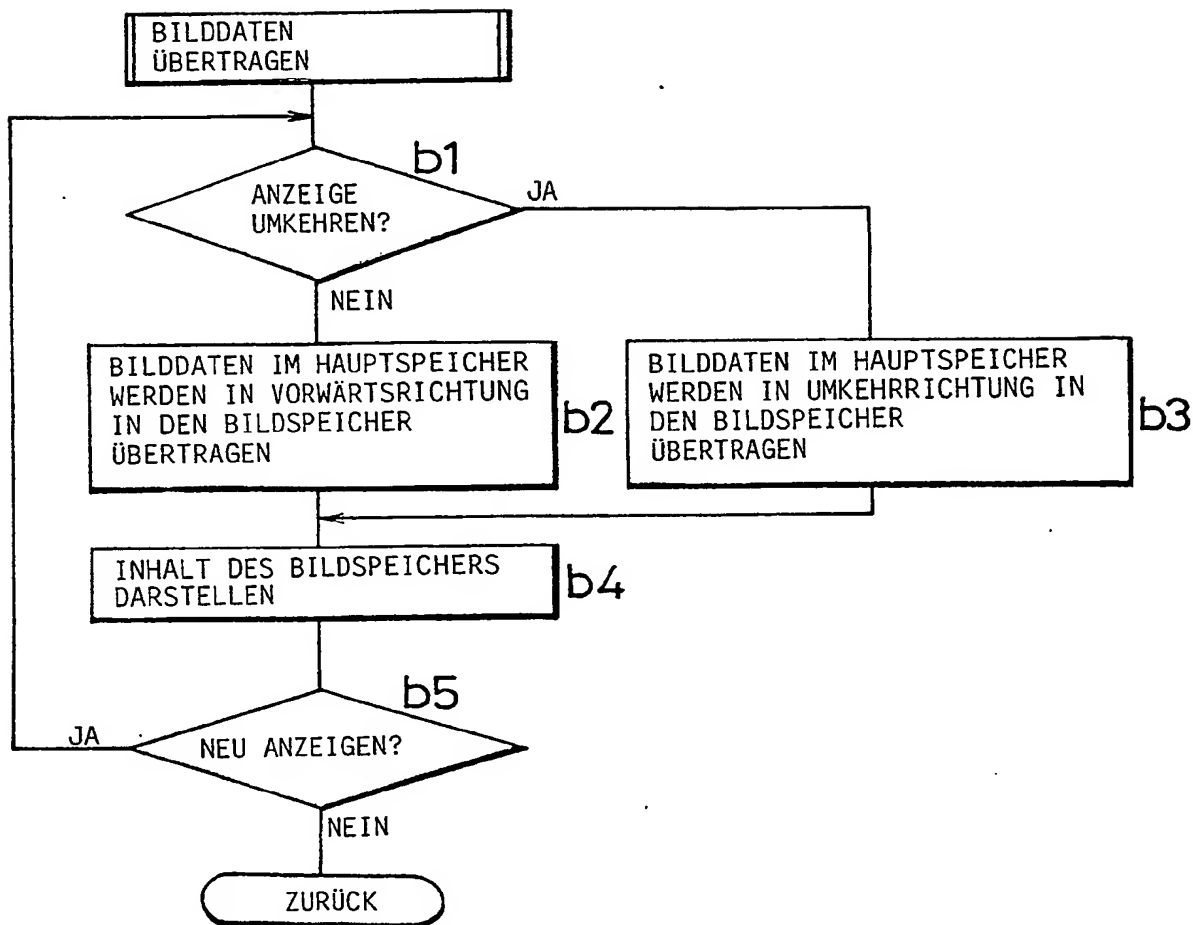




FIG. 11A

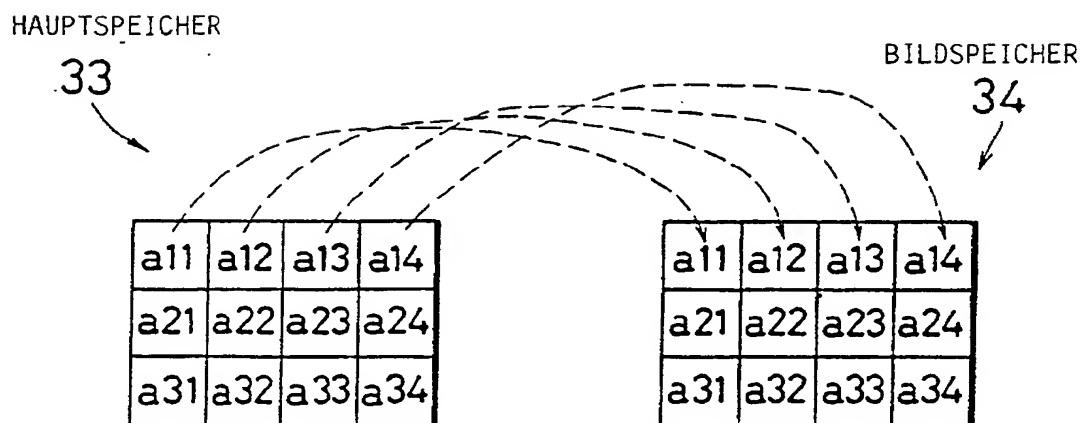


FIG. 11B

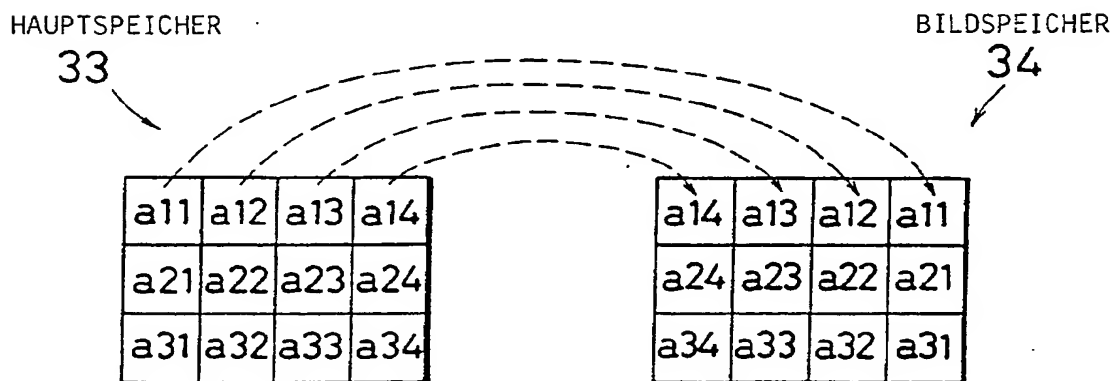


FIG. 12A

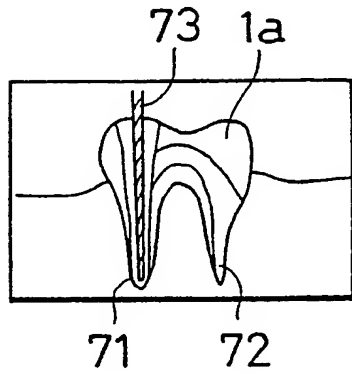


FIG. 12B

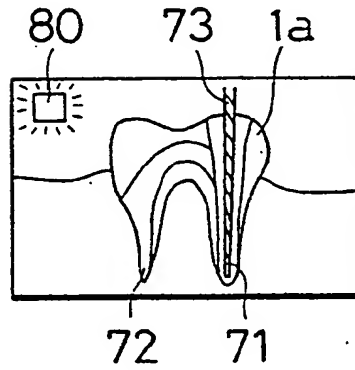


FIG. 13A

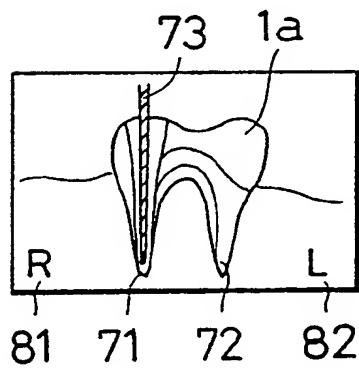


FIG. 13B

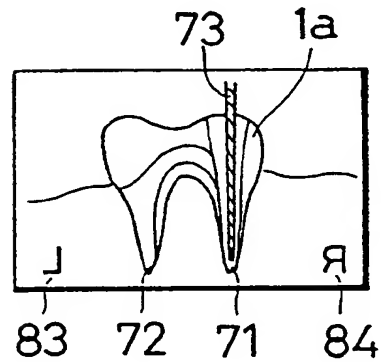


FIG. 14

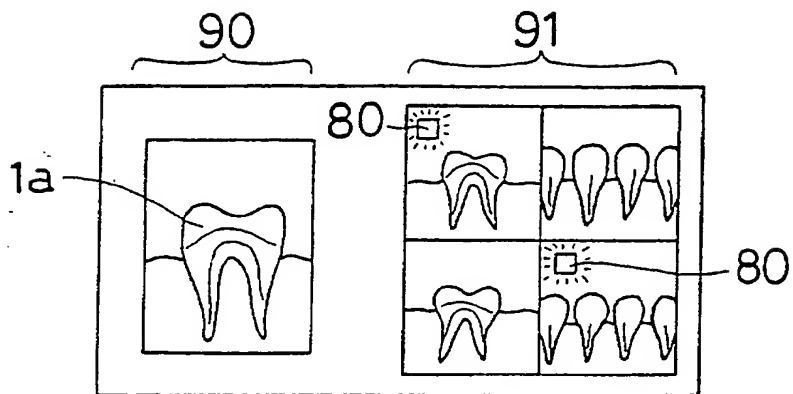


FIG. 15

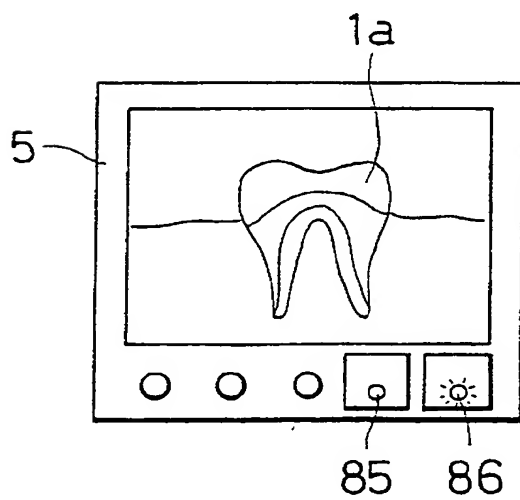


FIG. 16

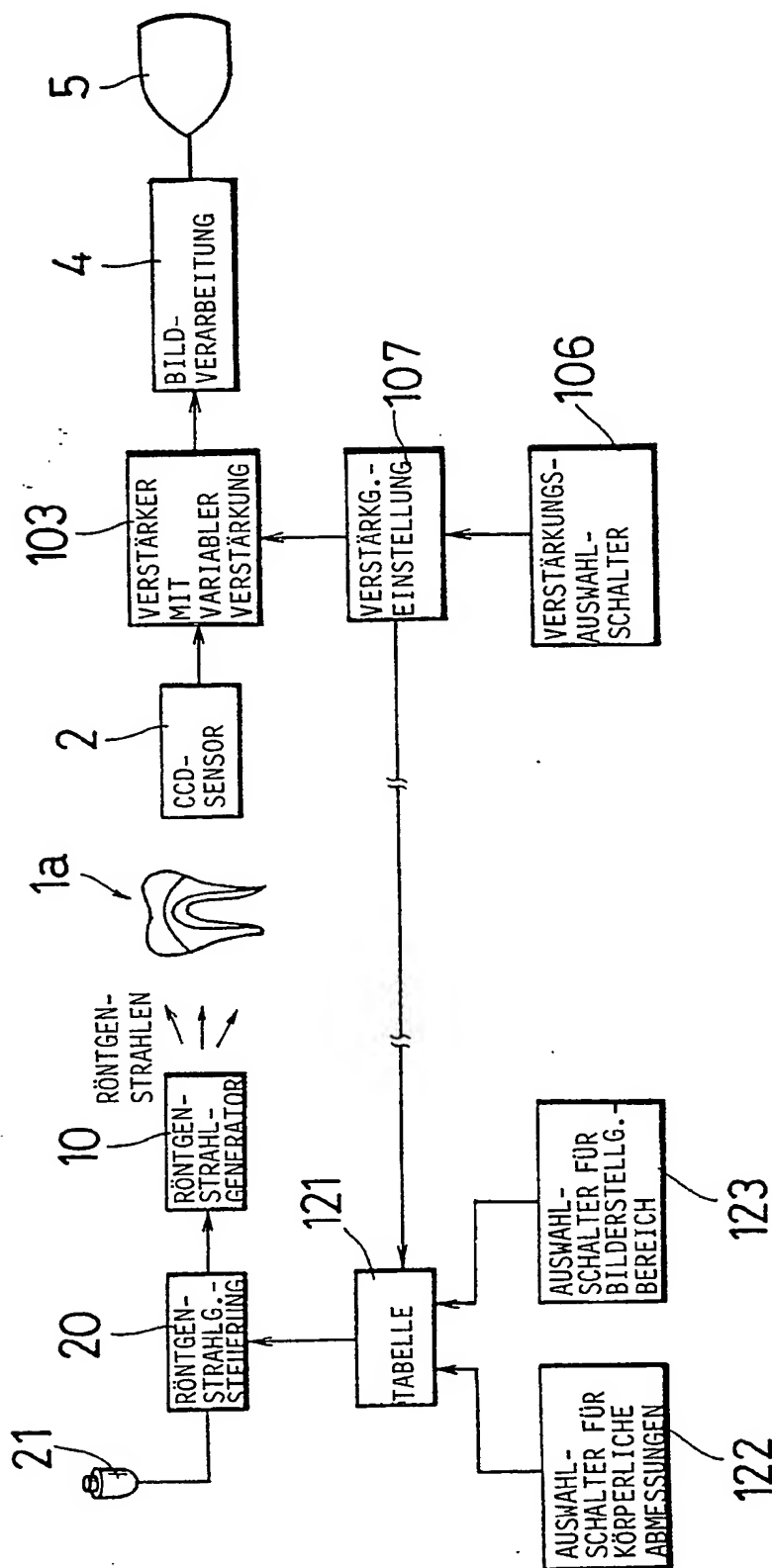


FIG. 17A

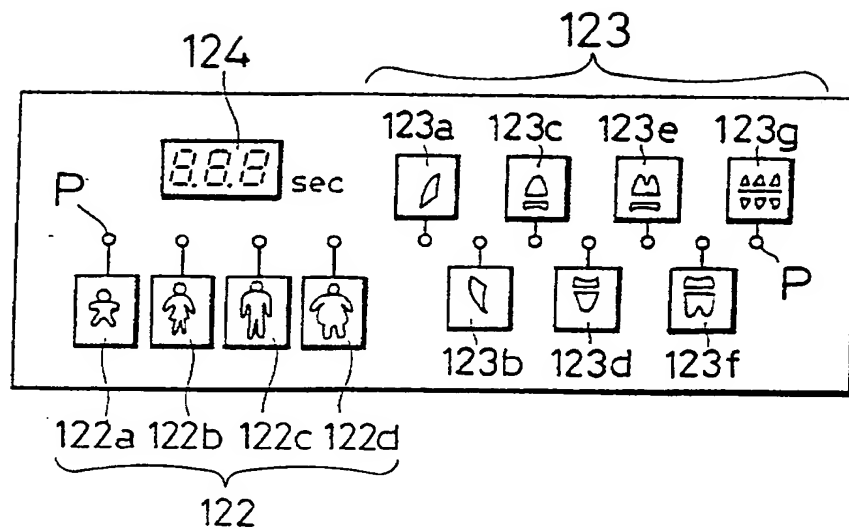


FIG. 17B

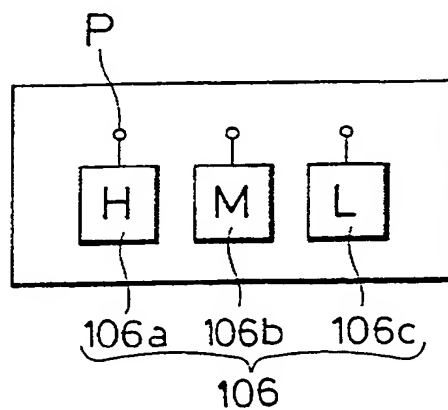






FIG. 19

